

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3722729号
(P3722729)

(45) 発行日 平成17年11月30日(2005.11.30)

(24) 登録日 平成17年9月22日(2005.9.22)

(51) Int.Cl.⁷

F I

A 6 1 B 18/14

A 6 1 B 17/39 3 1 1

A 6 1 B 17/32

A 6 1 B 17/32 3 3 0

A 6 1 B 17/39 3 1 5

請求項の数 3 (全 50 頁)

(21) 出願番号	特願2001-264327 (P2001-264327)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成13年8月31日(2001.8.31)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2003-52713 (P2003-52713A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成15年2月25日(2003.2.25)	(74) 代理人	100058479
審査請求日	平成15年4月25日(2003.4.25)		弁理士 鈴江 武彦
(31) 優先権主張番号	特願2001-168775 (P2001-168775)	(74) 代理人	100084618
(32) 優先日	平成13年6月4日(2001.6.4)		弁理士 村松 貞男
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(74) 代理人	100068814
			弁理士 坪井 淳
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100100952
			弁理士 風間 鉄也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用処置装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

内視鏡と組み合わせて使用され、体腔内組織を処置する際に用いられる内視鏡用処置装置において、

内視鏡の先端部近傍に配置される管状体と、

上記管状体の側壁の少なくとも一部に設けられた開口部と、

上記管状体に設けられ、上記開口部に向かって突き出した先細り形状の組織内挿入部と、

上記組織内挿入部の内面側に配置された組織処置用の高周波電極と、

上記高周波電極に高周波電源装置からの電流を供給するケーブルと

から成ることを特徴とする内視鏡用処置装置。

10

【請求項2】

内視鏡と組み合わせて使用され、体腔内組織を処置する際に用いられる内視鏡用処置装置において、

内視鏡の先端部近傍に配置される管状体と、

上記管状体の側壁に設けられた、第1、第2の開口部と、

上記管状体に設けられ、上記各開口部においてそれぞれの開口部に向かって突き出した先細り形状の、第1、第2の組織内挿入部と、

上記第1の組織内挿入部の内面側に配置され、上記管状体の軸方向に対して略垂直な面内に張られた組織処置用の第1の高周波電極と、

上記第2の組織内挿入部の内面側に配置され、上記管状体の略軸方向に張られた組織処置

20

用の第２の高周波電極と、
上記各高周波電極に高周波電流を供給するケーブルと
から成ることを特徴とする内視鏡用処置装置。

【請求項３】

内視鏡と組み合わせて使用され、体腔内組織を処置する際に用いられる内視鏡用処置装置
において、

内視鏡の先端部近傍に配置される管状体と、

上記管状体の側壁の一部に設けられた開口部と、

上記管状体に設けられ、上記各開口部に向かって突き出した先細り形状の組織内挿入部と
、

上記管状体の内側において上記組織内挿入部に対し所定の距離を離して配設され、操作に
より上記組織内挿入部に当接するように変形可能な組織処置用の高周波電極と、

上記高周波電極に高周波電源装置からの高周波電流を供給するケーブルと

から成ることを特徴とする内視鏡用処置装置。

【発明の詳細な説明】

【０００１】

【発明の属する技術分野】

本発明は、内視鏡と組み合わせて使用され、粘膜の切除等の処置に用いられる内視鏡用処
置装置に関する。

【０００２】

【従来の技術】

これまで、粘膜内の病変部を内視鏡的に切除する方法として、把持鉗子とスネアを用いる
ストリップバイオプシーといった方法があった。

また、患部の粘膜下層に生理食塩水等を注入し、粘膜を膨瘤状に膨らませて粘膜と筋層を
切り離した後、内視鏡挿入部の先端に装着したフードの先端または内視鏡の挿入部に被せ
たオーバーチューブの先端に粘膜を吸引し、この器具の先端に予め装着した高周波スネア
を絞って粘膜を切除するという方法（EMRC法やEMRT法）も知られている。

【０００３】

しかし、これらの方法ではいずれも切除範囲に限度があり、広範囲の病変部を一括に切除
することができなかった。このため、広範囲の病変部を切除する場合は部分的な切除を何
度も繰り返す必要があり、かなり長い時間と手間がかかり、患者や術者の負担も大きくな
る。また、高周波スネアで切除する場合の切除範囲は略円形となるため、複数回切除をす
る場合には重複して切除してしまう部分が発生する虞があった。このように切除する領域
部分が重複した場合には必要以上に深く切除してしまうことを避けるように作業を遂行す
る結果、切除作業が非常に難しかった。

【０００４】

また、上記EMRC法やHMRT法では粘膜の切除範囲は粘膜の吸引量によって変化してしまい、
吸引量を一定に保つことは難しい。このため、部分切除の隣同士を連続して均等に切除す
る作業が難しかった。

【０００５】

そこで、以上の各種の問題を回避するため、図７３や図７４に示すように、フード２やオ
ーバーチューブ４１に設けた側口６７に高周波切開具を取り付けておくようにした内視鏡
治療装置及び高周波処置具が提案されている。

【０００６】

この場合、粘膜のみを切開するには内視鏡１０の吸引操作を微調整して、粘膜をフード２
内に吸い上げる高さを、正確かつ慎重にコントロールし、吸引をかけ過ぎて、必要以上に
深く切除してしまうことがないように操作する面倒な作業が必要であった。

【０００７】

【発明が解決しようとする課題】

本発明は上記事情に着目してなされたものであり、その目的とするところは、以下の通り

10

20

30

40

50

である。

１．広範囲の粘膜内病変部を病変部を取り残すことなく確実に処置可能な内視鏡用処置装置を提供すること。

２．粘膜下層以深を処置することなく確実に粘膜のみを処置可能な内視鏡用処置装置を提供すること。

３．広範囲の粘膜内病変部を容易かつ短時間で処置可能な内視鏡用処置装置を提供すること。

【０００８】

【課題を解決するための手段】

前述した目的を達成するべく、本発明は、内視鏡と組み合わせて使用され、体腔内組織を処置する際に用いられる内視鏡用処置装置において、

内視鏡の先端部近傍に配置される管状体と、

上記管状体の側壁の少なくとも一部に設けられた開口部と、

上記管状体に設けられ、上記開口部に向かって突き出した先細り形状の組織内挿入部と、

上記組織内挿入部の内面側に配置された組織処置用の高周波電極と、

上記高周波電極に高周波電源装置からの電流を供給するケーブルとから成ることを特徴とする。

組織を小切開した後、組織内挿入部を粘膜の下に挿入すると、高周波電極が粘膜のみに接触するので、粘膜下層以深を処置することなく確実に粘膜のみの処置が可能となる。

【０００９】

また、本発明は、内視鏡と組み合わせて使用され、体腔内組織を処置する際に用いられる内視鏡用処置装置において、

内視鏡の先端部近傍に配置される管状体と、

上記管状体の側壁に設けられた、第１、第２の開口部と、

上記管状体に設けられ、上記各開口部においてそれぞれの開口部に向かって突き出した先細り形状の、第１、第２の組織内挿入部と、

上記第１の組織内挿入部の内面側に配置され、上記管状体の軸方向に対して略垂直な面内に張られた組織処置用の第１の高周波電極と、

上記第２の組織内挿入部の内面側に配置され、上記管状体の略軸方向に張られた組織処置用の第２の高周波電極と、

上記各高周波電極に高周波電流を供給するケーブルとから成ることを特徴とする。

こうすることにより、第１電極で内視鏡軸に対して横方向、第２電極で内視鏡の軸方向の処置を、内視鏡の回転や押し引き等の操作のみで行えるため、広範囲を容易かつ短時間で処置可能である。

【００１０】

また、本発明は、内視鏡と組み合わせて使用され、体腔内組織を処置する際に用いられる内視鏡用処置装置において、

内視鏡の先端部近傍に配置される管状体と、

上記管状体の側壁の一部に設けられた開口部と、

上記管状体に設けられ、上記各開口部に向かって突き出した先細り形状の組織内挿入部と

、

上記管状体の内側において上記組織内挿入部に対し所定の距離を離して配設され、操作により上記組織内挿入部に当接するように変形可能な組織処置用の高周波電極と、

上記高周波電極に高周波電源装置からの高周波電流を供給するケーブルとから成ることを特徴とする。

組織を小切開し、組織内挿入部を粘膜下に挿入した後、高周波電極をいわば組織内挿入部をまな板代わりにするように粘膜に押し付けることで粘膜を処置できる。

【００１１】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照しながら本発明の各実施形態について説明する。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 2 】

(第 1 実施形態)

図 1 ~ 図 1 0 は本発明の第 1 の実施形態に係る内視鏡用処置装置としの高周波切開装置 1 を示す。高周波切開装置 1 は図 1 に示されるように、体内に挿入されるフード 2 と、コネクタ 3 と、上記フード 2 とコネクタ 3 を接続するケーブル 4 とから成る。

【 0 0 1 3 】

また、上記フード 2 は筒状本体部 5 と取付部 6 とから成る。筒状本体部 5 は管状体として、電気の絶縁性に優れる材料、例えば、ポリカーボネート、ポリアミド、シクロオレフィン系樹脂、ポリエーテルケトン、フッ素樹脂及びノルボルネン樹脂等から略筒状に作られている。

10

【 0 0 1 4 】

尚、筒状本体部 5 の材料としては特にノルボルネン樹脂等の透明性及び耐高周波性に優れた樹脂であるとより好ましい。筒状本体部 5 の外径は 8 mm ~ 1 8 mm であり、内径は 6 mm ~ 1 6 mm である。

【 0 0 1 5 】

また、フード 2 の取付部 6 は柔軟な円筒状の部材によって形成されたものであり、例えば、シリコンゴムなどのゴム材料、PVC、熱可塑性エラストマーなどの柔軟な材質から作られている。取付部 6 は後述する内視鏡 1 0 の挿入部 1 1 における先端部 1 2 に対し着脱自在に装着できる内径を有している。

【 0 0 1 6 】

図 2 に示すように、フード 2 の筒状本体部 5 には側方へ向けて開口した開口部としての切欠き部 7 と、先端側部位に配置された組織内挿入部 8 とが設けられている。上記切欠き部 7 の、上記組織内挿入部 8 を除く残りの開口寸法としては幅が 4 mm ~ 2 0 mm、長さが 4 mm ~ 2 0 mm であることが望ましい。

20

【 0 0 1 7 】

また、組織内挿入部 8 は細長く形成されており、先に行くほど尖らせて先細り形状であり、その先端部 9 は丸く形成してある。組織内挿入部 8 の厚さは、根元部分で、0 . 5 mm ~ 2 mm、先端部分で、0 . 1 mm ~ 0 . 5 mm であることが望ましい。組織内挿入部 8 の幅は、根元部で 2 mm ~ 1 0 mm、先端部で 1 mm ~ 4 mm であることが望ましい。

【 0 0 1 8 】

尚、組織内挿入部 8 は細長く突き出していれば、例えば偏平な爪またはへら状のものでもよく、または楕円形でも四角形でも三角形でもどのような形でも良い。また、組織内挿入部 8 は筒状本体部 5 と一体型のものである必要はなく、別体で形成されて筒状本体部 5 に接着されて取り付けられたものでも良い。その際、組織内挿入部 8 は筒状本体部 5 別の材質のものであっても良い。また、組織内挿入部 8 の形状は偏平なへら状に限るものではなく、細い棒状のものでも良い。さらに、組織内挿入部 8 の曲率半径は筒状本体部 5 と同じである必要はなく、筒状本体部 5 のそれよりも大きくても小さくても良い。

30

【 0 0 1 9 】

組織内挿入部 8 の先端部付近には小さな孔 1 4 が設けられている。この孔 1 4 にはステンレス、金等の電気導電性に優れた金属製ワイヤで形成された切開線 1 5 の一端が内側から差し込まれて通り、図 3 に示すように、切開線 1 5 の先端は折り曲げられる。切開線 1 5 の折り曲げられた先端部分は外側から孔 1 4 に被せられたワイヤカバー部 1 6 で覆われ、かつその先端部分は接着材 1 7 で組織内挿入部 8 に接着されている。つまり、切開線 1 5 の一端は組織内挿入部 8 の先端部付近に固定されている。そして、切開線 1 5 は上記組織内挿入部 8 の内面と上記管状体としての筒状本体部 5 の内面の任意の一点まで延びて弦状に張られ、高周波電極を構成している。

40

【 0 0 2 0 】

上記小孔 1 4 は組織内挿入部 8 の先端から 0 . 5 mm ~ 3 mm の場所に位置する。切開線 1 5 の外径は、0 . 0 5 mm ~ 3 mm である。望ましくは 0 . 1 5 mm ~ 0 . 3 mm である。

ワイヤカバー部 1 6 と組織内挿入部 8 の接続は接着ではなく、熱溶着等の他の接合法であ

50

っても良い。ワイヤカバー部 16 は筒状本体部 5 と同じような耐高周波性と電気絶縁性に優れた材質により形成されている。

【0021】

図3(図2のA-A断面)に示すように、一端を組織内挿入部8の先端に一端を固定した切開線15の他端側部分は筒状本体部5に形成した側孔18に挿通されている。このため、図3に示す如く、切開線15は筒状本体部5内において、フード2を軸方向に見て、弓状になるように張られる。また、この弓状に張られた切開線15の内接線に対する角度は $0^{\circ} \sim 90^{\circ}$ である。

【0022】

また、筒状本体部5内において、切開線15は組織内挿入部8との接点位置からある所定の距離だけの領域では電気絶縁コート19から剥き出し露出しており、この剥き出しである切開線15の部分の長さは1mm~10mmである。剥き出しである切開線15の部分の表面には焦げ付き防止のため、例えばフッ素コート等が薄くコーティング処理がなされている。

10

【0023】

尚、上記電気絶縁コート19としては、例えばフッ素樹脂等の無収縮チューブを被覆する方式のもので良い。また、電気絶縁コート19の厚さは、0.05mm~1mm程度が望ましい。

【0024】

上記電気絶縁コート19がコーティングされた切開線15の部分は被覆線20として、筒状本体部5の側孔18を通り抜けて折り曲げられた後、上記ケーブル4内を通じて手元側に導かれ、図示しない高周波電源に接続されている。

20

【0025】

また、筒状本体部5の外側では電気絶縁性に優れる別体のワイヤ押さえ21が被覆線20を外側から覆うが、このワイヤ押さえ21は筒状本体部5と別体でなくとも一体のものであっても良い。また、筒状本体部5上の、ワイヤ押さえ21が被せられている部分には小孔23が設けられている。小孔23は後述するように上記ケーブル4内に通じている。

【0026】

図2に示すように、上記ケーブル4はチューブシース24を有しており、チューブシース24は、例えばフッ素樹脂等の電気絶縁性に優れる材料で作られている。チューブシース24は被覆線20を挿通してこれを保護するに十分な内径と肉厚をもち、その寸法としては、内径0.5mm~2mm、肉厚0.1mm~1mm程度が望ましい。

30

【0027】

チューブシース24はワイヤ押さえ21の手元側端部に形成されたケーブル挿通口25に接続されている。図2に示すように、ケーブル挿通口25にはステンレス製のパイプ26が、ワイヤ押さえ21とチューブシース24にわたり、つなぎ役として嵌め込まれている。パイプ26は被覆線20を挿通するのに十分な内径をもち、パイプ26はつなぎ役として機能するパイプ形状であれば、その材料はステンレスに限るものではない。

【0028】

ワイヤ押さえ21との接続部から伸びたチューブシース24はコネクタ3まで伸び、そのコネクタ3に接続されている。また、被覆線20はワイヤ押さえ21のケーブル挿通口25からパイプ26、チューブシース24の各内部を通り、コネクタ3に接続されている。このため、被覆線20を流れる電流が必要のない部分から体内へ漏れ出さない。

40

【0029】

図1に示すように、高周波切開装置1のコネクタ3には送水コック31と接続端子32と端子カバー部33が設けられている。送水コック31にはキャップ34が着脱自在に取り付けられている。キャップ34は支持片35を有しており、この支持片35は送水コック31の胴に巻き付けて取り付けらるようになっている。このため、送水コック31の口からキャップ34を外してもコネクタ3からキャップ34が落ちない仕組みになっている。

【0030】

50

また、送水コック 3 1 の口から注入された水はケーブル 4 の内部を通り、筒状本体部 5 に設けられた上記小孔 2 3 よりフード 2 の内側へ出てくる仕組みになっている。この送水によって、ケーブル 4 内を洗浄することができる。

【 0 0 3 1 】

上記接続端子 3 2 は被覆線 2 0 と電氣的に接続される。また、接続端子 3 2 の部分は端子カバー部 3 3 で覆われており、通電時に術者が接続端子 3 2 に触れて感電することを防いでいる。

【 0 0 3 2 】

次に、図 4 及び図 5 を参照して上記内視鏡用高周波切開装置 1 を取り付けた内視鏡 1 0 の挿入部 1 1 を体内に誘導するためのオーバーチューブ 4 1 について説明する。

10

【 0 0 3 3 】

オーバーチューブ 4 1 はチューブ本体 4 3 と、このチューブ本体 4 3 の基端に接続された内視鏡挿入口部材 4 4 で構成されている。チューブ本体 4 3 はポリウレタン、塩化ビニル、フッ素樹脂等の樹脂で作られている。体内に挿入し易くするのと、内視鏡 1 0 を回転し易くするため、フッ素樹脂などの滑り性に優れる材質で作ることがより好ましい。

【 0 0 3 4 】

また、オーバーチューブ 4 1 の外径は 1 2 mm ~ 2 0 mm であり、特に 1 5 mm ~ 1 8 mm であることが好ましい。オーバーチューブ 4 1 の内径は内視鏡 1 0 の挿入部 1 1 が挿通可能であれば良い。

【 0 0 3 5 】

20

オーバーチューブ 4 1 の内視鏡挿入口部材 4 4 には図 5 で示すような空気漏れ防止用の弁 4 5 が嵌め込まれている。この弁 4 5 はその中央に内視鏡 1 0 の挿入部 1 1 を挿通するための孔 4 6 が設けられ、この孔 4 6 の周囲には内視鏡 1 0 の挿入部 1 1 の挿通を容易にするために複数の切込み 4 7 が設けられている。切込み 4 7 は上記孔 4 6 に一端を連通する状態で放射状に設けられている。切込み 2 7 の本数は図 5 に示される本数のものに限らない。

【 0 0 3 6 】

また、切込み 4 7 の放射外端には小さな円形の孔 4 8 が設けられている。切込み 4 7 の放射外端に孔 4 8 を設けたことにより、内視鏡 1 0 の挿入部 1 1 を中央の孔 4 6 に挿入する際に弁 4 5 が切込み 4 7 の部分から引き裂かれるのを防止することができる。

30

【 0 0 3 7 】

尚、弁 4 5 の引き裂き防止の機能が望めるならば、小孔 4 8 の形状は円形に限らず、三角形でも、四角形でも、どのような形状のものでも良い。

【 0 0 3 8 】

次に、図 8 を参照して、内視鏡用高周波切開装置 1 の組織内挿入部 8 を粘膜下に挿入する際に予め小切開を形成するために用いる針状の高周波切開装置（高周波切開具）5 0 の構成を説明する。

【 0 0 3 9 】

上記高周波切開装置 5 0 は先端側の切開部 5 1 と、手元側のコネクタ 5 2 と、この切開部 5 1 とコネクタ 5 2 とを電氣的に接続する被覆線 5 3 と、内視鏡 1 0 の処置具挿入口 5 4 とコネクタ 5 2 の間で上記被覆線 5 3 を覆う保護シース 5 5 とから成る。

40

【 0 0 4 0 】

切開部 5 1 に接続した被覆線 5 3 は保護シース 5 5 に挿通した後、内視鏡 1 0 の処置具挿入口 5 4 より内視鏡 1 0 に挿入されるようになっている。内視鏡 1 0 に挿入した後、保護シース 5 5 を処置具挿入口 5 4 とコネクタ 5 2 に固定し、上記被覆線 5 3 を保護する。保護シース 5 5 の先端には分岐部 5 6 が設けられており、この分岐部 5 6 の開口 5 7 から別の内視鏡用処置具を上記被覆線 5 3 と共に処置具挿入口 5 4 に同時に内視鏡 1 0 に挿通することが可能である。高周波切開装置 5 0 のコネクタ 5 2 は図示しない高周波電源に接続可能なものである。

【 0 0 4 1 】

50

次に、上述した本実施形態の高周波切開装置 1 の作用について説明する。まず、図 6 に示すように、フード 2 を内視鏡 10 の挿入部 11 における先端部 12 に装着する。

【0042】

その後、ケーブル 4 を内視鏡 10 の挿入部 11 の数箇所にて医療用テープ 156 を用いて固定する。

【0043】

その後、図 4 に示すように、内視鏡 10 の挿入部 11 をオーバーチューブ 41 に挿通する。また、コネクタ 3 の接続端子 32 と高周波電源 (図示せず) を電源コード (図示せず) により接続する。

【0044】

ついで、内視鏡 10 の挿入部 11 とオーバーチューブ 41 を体腔内に挿通した後、内視鏡 10 の挿入部 11 のみを更に食道、十二指腸、小腸、大腸などの管腔臓器の目的部位まで進める。

【0045】

次に、図 7 に示すように、注射針 61 を用いて、管腔臓器などの粘膜下に生理食塩水を注入し、粘膜 62 と筋肉層 63 の間の結合組織 64 に生理食塩水を吸収させ、結合組織 64 を膨張させる。すると、粘膜 62 は筋肉層 63 から離れて膨らみ、引き伸ばされて切れやすい状態になる。

【0046】

次に、内視鏡 10 を通じて高周波切開装置 50 を管腔内に挿入し、この高周波切開装置 50 により粘膜 62 に小切開 65 を加える。この際、生理食塩水を注入して粘膜 62 を膨らませてあるため、針状の高周波切開装置 50 を用いて、粘膜 62 に小切開 65 を加えても筋肉層 63 まで傷付けることがない。

【0047】

ついで、内視鏡 10 の進退操作や内視鏡 10 のアングル操作により、小切開 65 の上方にフード 2 の組織内挿入部 8 を位置させた上で、内視鏡 10 の挿入部 11 を回転させることにより、図 9 に示すように、高周波切開装置 50 により作られた小切開 65 に組織内挿入部 8 を先端部 9 から滑り込ませる。

【0048】

その際、内視鏡 10 の吸引操作を行いながら内視鏡 10 の操作部を回転させると、内視鏡 10 の挿入部 11 も回転し、組織内挿入部 8 が粘膜 62 の下に入り込み易い。それでも難しい場合は他の把持鉗子等で粘膜 62 を摘んで、粘膜 62 を持ち上げながら組織内挿入部 8 の先端部 9 を粘膜 62 の下に差し込むようにすると良い。

【0049】

ここで、上記組織内挿入部 8 の先端部 9 を丸く形成してあるので、粘膜 62 の裏側や筋肉層 63 を傷付けることがない。まして筋肉層 63 を貫くこともない。また、組織内挿入部 8 は先端に行く程、幅と厚さが小さくなっており、さらに切開線 15 の設置角度が、 $0^{\circ} \sim 90^{\circ}$ であるため、粘膜 62 の下層に刺し込み易い。

【0050】

次に、組織内挿入部 8 を小切開 65 内に滑り込ませた後、粘膜 62 に切開線 15 を密着させる。その後、切開線 15 に通電すると、図 6 及び図 9 に示すように切開線 15 に密着していた粘膜 62 の部分が線状に切断される。尚、電気絶縁コート 19 を施してある部分に粘膜 62 が触れてもその部分では粘膜 62 が切れない。

【0051】

上述の作業を繰り返して、管腔臓器の内壁を病変部の後側と肛門側の 2 箇所で全周にわたって切開する。その後、図 10 に示すように、2 箇所の切開部の間に生理食塩水を注入して、病変部の粘膜 62 と筋肉層 63 を完全に分離する。さらに、その後、把持鉗子 66 等で病変部の粘膜 62 を把持しながら病変部の粘膜 62 を剥離回収する。

【0052】

以上の如く、本実施形態の高周波切開装置 1 によれば、図 9 に示すように、切開線 15 は

10

20

30

40

50

粘膜 6 2 の裏側に密着し、裏側から表面に向かって切開していくのに加え、組織内挿入部 8 が切開線 1 5 と筋肉層 6 3 との間に位置するので、切開線 1 5 によって、筋肉層 6 3 を傷付けることがない。

【 0 0 5 3 】

また、粘膜 6 2 に組織内挿入部 8 を滑り込ませるため、剥き出しになった切開線 1 5 の部分全体が粘膜 6 2 に密着させ易く、一度に長い距離の切開が可能である。その結果、確実かつ容易に患部の粘膜 6 2 を取り除くことが可能になる。

【 0 0 5 4 】

また、上記高周波切開装置 5 0 を用いることで、広範囲の粘膜 6 2 の部分を取り残すことなく、一括で取り除くことが可能となる。

10

また、内視鏡画像内に切開しようとする粘膜 6 2 の部分と切開線 1 5 の両方を映し出して両者を観察しながら切開作業を遂行できるので、迅速な手技が行なえる。

【 0 0 5 5 】

(第 2 実施形態)

図 1 1 ~ 図 1 2 は本発明の第 2 の実施形態に係る内視鏡用処置装置を示している。本実施形態では、図 1 1 に示すように、ワイヤ角度 を、 $90^{\circ} \sim 180^{\circ}$ としたものである。それ以外の部分は第 1 の実施形態に同じである。

【 0 0 5 6 】

第 1 実施形態では粘膜下に切開線 1 5 を滑り込ませて、粘膜 6 2 を裏側から切除したが、本実施形態では、図 1 2 に示すように、組織内挿入部 8 を粘膜 6 2 の下に滑り込ませ、切開線 1 5 を粘膜 6 2 の側面若しくは上方より密着させて切除する。つまり、ワイヤ角度 を、 $90^{\circ} \sim 180^{\circ}$ の範囲にしたことにより、組織内挿入部 8 を粘膜 6 2 の下に挿入し、内視鏡 1 0 を軸中心に回転させた際、切開線 1 5 が粘膜 6 2 に対して強く密着できるようになり、切開が楽になる。しかも、粘膜 6 2 と切開線 1 5 との接触面積が小さくなるため、電力が集中し易く、切開が容易である。さらに、切る部分を確認しながら切開が可能であるため、確実な手技が行える。

20

【 0 0 5 7 】

(第 3 実施形態)

図 1 3 ~ 図 1 6 は本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡用処置装置を示している。本実施形態としての内視鏡用高周波切開装置の基本的な構成は前述した第 1 の実施形態のものに同じである。

30

【 0 0 5 8 】

本実施形態では図 1 3 に示すように、フード 2 の側壁に開口する側口 6 7 を設け、この側口 6 7 に切開線 1 5 と組織内挿入部 8 を軸方向に向けて配設するようにした。切開線 1 5 と組織内挿入部 8 はいずれも側口 6 7 の先端側縁から基端側に向けて突き出すように伸びている。

【 0 0 5 9 】

また、上記側口 6 7 は略コの字型の開口形状であるが、中央に組織内挿入部 8 が突き出ししていれば、側口 6 7 の開口形状は楕円形でも円形でも三角形でも良い。また、側口 6 7 の開口形状の寸法としては、幅 4 mm ~ 20 mm、長さ 4 mm ~ 20 mm である。

40

【 0 0 6 0 】

また、本実施形態での組織内挿入部 8 はより粘膜下への挿入を容易にするため、前述した第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態のものと比較して、更に先端にいくほど幅、厚さが小さくなるように尖らせてある。

【 0 0 6 1 】

また、組織内挿入部 8 の厚さは基端部で、0.5 mm ~ 2 mm、先端側で、0.05 mm ~ 0.5 mm である。また、組織内挿入部 8 の幅は、基端部で 1 mm ~ 5 mm、先端側で、0.5 mm ~ 3 mm である。

【 0 0 6 2 】

上記被覆線 2 0 はその切開線 1 5 と組織内挿入部 8 との接点位置から始まり、軸方向に伸

50

び、その後、内視鏡 10 の先端部 12 付近で、内視鏡 10 の観察窓（対物レンズ）68 及び処置具挿通路 69 の口部の前を遮らない方向に折り曲げられている。また、照明窓 70 の前を極力遮らないように配置されている。この折り曲げ方や配置は図 13 及び図 14 のものに限らない。

【0063】

次に、本実施形態の内視鏡用高周波切開装置の作用について説明する。小切開 65 を加えるまでの処置は前述した第 1 実施形態の場合に同じである。

【0064】

図 15 及び図 16 に示すように、組織内挿入部 8 を粘膜 62 の下に潜り込ませた後、組織内挿入部 8 を常に粘膜 62 の下に潜り込ませながら内視鏡 10 を手前に引く。こうすることにより、粘膜 62 を線状に連続切開できる。

10

【0065】

上記の作業に加え、他の実施形態のような円周状に切開する切開具により、円弧状の切開を 2 つ加えると、長方形の切開になる。もちろん、円弧状の切開と線状の切開を加える順番はどちらが先でも良い。

【0066】

このようにして粘膜 62 を長方形に切開した後、その部分に整理食塩水を注入して筋肉層 63 と分離させる。その後、把持鉗子等により剥離回収する。

【0067】

本実施形態の内視鏡用高周波切開装置によれば、軸方向の切開が可能であるため、粘膜 62 を長方形に切開することが可能であり、また、それらの切開を確実かつ容易な手技で行なうことが可能である。

20

【0068】

（第 4 実施形態）

図 17 ~ 図 19 は本発明の第 4 の実施形態に係る内視鏡用処置装置を示している。本実施形態としての内視鏡用高周波切開装置の基本的な構成は前述した第 1 ~ 3 の実施形態のものと同じである。

【0069】

図 17 は内視鏡 10 に取り付けしたフード 2 を先端側から見た図である。この図 17 に示されるように、フード 2 は、前述した第 1 の実施形態若しくは第 2 の実施形態のものと、前述した第 3 の実施形態ものを同一のフード 2 に組み合わせた形態である。すなわち、円周方向の面内には切開線 15a が弦状に張られており、軸方向の面内には切開線 15b が張られている。切開線 15a, 15b には絶縁コートがなされ、被覆線 20a, 20b として、これらは別々のチューブシース 24a, 24b に挿通され、ケーブル 4a, 4b となっている。図 18 に示すように、各ケーブル 4a, 4b には各別のコネクタ 3a, 3b が、各々接続されている。

30

【0070】

被覆線 20a, 20b の色は互いに異なり、被覆線 20a の少なくとも一部は例えば赤色、被覆線 20b の少なくとも一部は例えば青色のようにして、お互いに異なる色で区別できるように構成されている。被覆線 20a と被覆線 20b は色の種類が異なっていれば上記の色に限らない。そして、コネクタ 3a, 3b の少なくとも一部の色はそれぞれ対応する被覆線 20a と被覆線 20b と同一の色で構成されている。

40

【0071】

このように、コネクタ 3a, 3b と被覆線 20a, 20b の色を対応一致させることにより、コネクタ 3a, 3b 側で接続したい電極の識別が容易になり、切替え間違いなどによる事故を未然に防止できる。

【0072】

また、例えば被覆線 20a とコネクタ 3a に丸印を付し、被覆線 20b とコネクタ 3b に三角印を付けるといったように、色に限らずとも、目印を用いて識別の容易化を図っても良い。そのときの目印は上記のものには限らない。

50

【 0 0 7 3 】

フード 2 の筒状本体部 5 には被覆線 2 0 a 及び被覆線 2 0 b が通るための孔 1 8 a , 1 8 b が設けられている。これらの孔 1 8 a , 1 8 b の位置は比較的互いに近接して設けられている。これにより、ワイヤ押さえ 2 1 が 1 つで済み、しかも、コンパクトなものとなる。また、ワイヤ押さえ 2 1 にはそれぞれの被覆線 2 0 a , 2 0 b が通るためにケーブル挿通口 2 5 a , 2 5 b が設けられている。

【 0 0 7 4 】

また、フード 2 の取付部 6 及び内視鏡 1 0 の先端部 1 2 にはフード 2 の取り付け位置を示す指標 7 1 が付設されている。この指標 7 1 を合わせてフード 2 を内視鏡 1 0 に装着すると、切開線 1 5 a , 1 5 b が内視鏡 1 0 の視野及びその他の処置具の使用の邪魔にならない位置に配置される。

10

【 0 0 7 5 】

2 本のケーブル 4 a , 4 b はシース束ね具 7 2 によって纏められ、2 本のケーブル 4 a , 4 b が絡まり合うことが防止されている。また、シース束ね具 7 2 はケーブル 4 a , 4 b に沿って移動可能であってもよい。尚、シース束ね具 7 2 の形態は図 1 8 及び図 1 9 で示す形態のようなものに限らない。

【 0 0 7 6 】

また、ケーブル 4 a , 4 b としては別々のチューブシース 2 4 a , 2 4 b に対応する 2 つのルーメンを形成した 1 本の 2 ルーメンチューブにより形成し、それぞれのルーメンに被覆線 2 0 a , 2 0 b を別々に挿通するようにしても良い。また、送水路を形成するルーメンをさらに設けるマルチルーメンチューブで形成するようにしても良い。

20

【 0 0 7 7 】

上記各コネクタ 3 a , 3 b の端子カバー部 3 3 a , 3 3 b は図 1 8 に示すように接続端子 3 2 a , 3 2 b よりも十分に長くしてある。こうすることにより、一方の切開線 1 5 a , 1 5 b に通電する際、高周波電源に接続されてない方の接続端子 3 2 a , 3 2 b に誤って手が触れることがなくなり、感電の虞がない。

【 0 0 7 8 】

各コネクタ 3 a , 3 b の色を異ならせたり、異なる指標をつけて、どちらの切開線 1 5 a , 1 5 b に高周波電源が接続されているか認識可能なものとする、より好ましい。

【 0 0 7 9 】

本実施形態の内視鏡用高周波切開装置により円周方向の切除を行なう場合にはコネクタ 3 a の方を高周波電源に接続する。その後は前述した第 1 実施形態の場合と同じ作用で円周方向の切除を行なうことができる。

30

【 0 0 8 0 】

また、軸方向の切除を行なう場合にはコネクタ 3 b の方に高周波電源を接続する。その後は第 3 実施形態の場合と同じ作用で軸方向の切除を行なうことができる。

【 0 0 8 1 】

本実施形態の内視鏡用高周波切開装置によれば、円周方向の切除と軸方向の切除がひとつのフード 2 で選択的に使用可能となった。それにより、内視鏡 1 0 に一旦装着したフード 2 を取り替えることなく、各方向への切除が 1 つの高周波切開装置で可能となり、素早く粘膜の切除が可能となった。それとともに切除範囲のコントロールがし易くなった。

40

【 0 0 8 2 】

(第 5 実施形態)

図 2 0 ~ 図 2 2 は本発明の第 5 の実施形態に係る内視鏡用処置装置を示している。本実施形態としての内視鏡用高周波切開装置の基本的な構成は前述した第 4 の実施形態のものと同じである。

【 0 0 8 3 】

本実施形態では前述した第 4 実施形態においての 2 つのコネクタを 1 つのコネクタ 3 に纏めたものであり、また、切換スイッチ 8 0 により通電する切開線 1 5 a , 1 5 b を選択するようにした。

50

【0084】

2本の被覆線20a, 20bはコネクタ3に設けられた第1の電気接点81a及び第2の電気接点81bにそれぞれが接続されている。さらに、コネクタ3には第3の電気接点82a, 82bが設置されている。これらの第3の電気接点82a, 82bには導電体83を介して共通なものとした接続端子32が電氣的に接続されている。

【0085】

切換スイッチ80は回転式のスイッチとして構成され、第1の電気接点81a及び第2の電気接点81bに選択的に接触可能な第1切片85と、第3の電気接点82a, 82bに選択的に接触可能な第2切片86が設けられている。第1切片85と第2切片86は共通の接続端子32に電氣的に導通している。

10

【0086】

切換スイッチ80は第1の電気接点81a及び第2の電気接点81bに対する高周波電源との接続状態を切り換えることができ、切り換え状態として以下の3種類がある。

【0087】

中立位置...切換えスイッチ80の第1切片85及び第2切片86がいずれの電気接点81a, 81b, 82a, 82bとも接触しない位置である(図20)。

第1接続位置(円周方向切除)...切換えスイッチ80の第1切片85が第1の電気接点81aに接触すると共に、第2切片86が第3の電気接点82bと接触する状態である(図21)。

第2接続位置(軸方向切除)...切換えスイッチ80の第1切片85が第2の電気接点81bに接触すると共に、第2切片86が第3の電気接点82aと接触の状態である(図21)。

20

【0088】

尚、上記中立位置は必ずしも存在しなくて良い。また、切換えが可能であれば、回転式のスイッチに限らず、どのような方式の切換えスイッチであっても良い。

【0089】

本実施形態の内視鏡用高周波切開装置により円周方向切除を行なう場合は切換えスイッチ80を中立位置から反時計周りに回転させる。これにより、切開線15aが高周波電源に電氣的接続する円周方向切開モードにセットされる。この切開方法は前述した第1実施形態の場合に同じである。

30

【0090】

また、軸方向の切除を行なう場合には切換えスイッチ80を中立位置から時計回りに回転させる。これにより、切開線15bと高周波電源が電氣的接続する軸方向切開モードにセットされる。この切開方法は前述した第3実施形態の場合に同じである。

【0091】

本実施形態の内視鏡用高周波切開装置によれば、コネクタ3が一つで済むため、高周波電源と接続用の電源コードを付け替える必要が不要になり、取扱え作業がより楽になる。

【0092】

(第6実施形態)

図23～図30は本発明の第6の実施形態に係る内視鏡用処置装置を示している。本実施形態としての内視鏡用高周波切開装置の基本的な構成は前述した第1の実施形態と同じである。

40

【0093】

本実施形態の内視鏡用高周波切開装置は、フード2、被覆線20、鉗子口接続装置91及びコネクタ部92を備えてなる。上記フード2は基本的に第1実施形態のフードと同じ構成であるが、筒状本体部5には軸方向に細長いスリット93が設けられている。スリット93の細長い切れ込みにはワイヤ通路部材94が嵌め込まれている。このワイヤ通路部材94は筒状本体部5に接着固定されている。ワイヤ通路部材94には筒状本体部5の内側に開口する溝状のワイヤ通路95を形成している。このワイヤ通路95には図23に示すように、弓状に張られた切開線15から延びる被覆線20の部分が配置され、これはワイ

50

ヤ通路 95 からフード 2 の筒状本体部 5 と取付部 6 の内側に沿って基端部に延びている。ワイヤ通路部材 94 にはワイヤ押え 96 がワイヤ通路 95 の内側から被覆線 20 を挟むようにして接着固定されている。

【0094】

図 24 に示すように、被覆線 20 の基端部にはステンレス等の導電体で作られた端子 97 が設けられており、端子 97 は切開線 15 の基端に接続されている。端子 97 には凹部 98 と凸部 99 が設けられている。

【0095】

被覆線 20 及び端子 97 の外径は内視鏡 10 の処置具挿通路 69 の内径より十分小さく、例えば、0.3mm～1mm 程度である。

10

【0096】

図 26 に示すように、上記鉗子口接続装置 91 は接続装置本体 100 を有し、この接続装置本体 100 の内部には第 1 挿通内腔 (第 1 挿通口) 101 と、この第 1 挿通内腔 101 の途中から分岐した第 2 挿通内腔 (第 2 挿通口) 102 が設けられている。第 1 挿通内腔 101 の手元側端には第 1 口金 103 が嵌め込まれ、接続装置本体 100 に接着により固定されている。

【0097】

第 1 口金 103 には着脱可能な気密栓 (水密栓) 104 が取り付けられている。この気密栓 104 は口金接続部 105 と弾性に優れる O リング 106 と栓部 107 により構成されている。口金接続部 105 から栓部 107 にわたりケーブル挿通孔 108 が形成されている。

20

【0098】

尚、接続装置本体 100 と第 1 口金 103 は別体であったが、一体に形成したものでも良い。また、接続装置本体 100 と気密栓 104 も別体でなく一体のものでも良い。

【0099】

第 1 挿通内腔 (第 1 挿通口) 101 と第 1 の口金 103 と口金接続部 105 と O リング 106 と栓部 107 の内径は被覆線 20 が挿入可能な大きさとなっている。

【0100】

一方、第 2 挿通内腔 (挿通口) 102 は接続装置本体 100 の内部において分岐点 109 の位置で第 1 挿通内腔 (第 1 挿通口) 101 から斜め後方へ分岐している。第 2 挿通内腔 (挿通口) 102 の手元側端には第 2 口金 112 が嵌め込まれ、接続装置本体 100 に接着固定されている。第 2 口金 112 には着脱可能な鉗子栓 113 が装着されており、これにより第 2 口金 112 の部分での気密が保たれる。

30

【0101】

接続装置本体 100 の先端側には内視鏡 10 の処置具挿入口 54 を嵌り込むための溝 115 が設けられており、この溝 115 の基端側内端には気密のためのゴムリング 116 が嵌め込まれている。また、溝 115 の先端側部位には内視鏡 10 の処置具挿入口 54 と鉗子口接続装置 91 との固定及び非固定を切り換える操作用スライダ 117 が設けられている。操作用スライダ 117 は図 27 に示すように、上下に移動可能なものである。

【0102】

操作用スライダ 117 には内視鏡 10 の処置具挿入口 54 が通る隙間 118 が設けられている。この隙間 118 の周囲には突起 119 が設けられている。この突起 119 は鉗子口接続装置 91 と処置具挿入口 54 を固定する際、スライダ 117 を故意に動かさない限りは移動しないようにするストッパ代わりとなる。また、処置具挿入口 54 の基端側端にはフランジ 121 が設けられている。フランジ 121 の外径は先端側外径より大きくなっている。

40

【0103】

上記隙間 118 は突起 119 を境にして第 1 の領域 123 と第 2 の領域 124 の 2 つの領域に別れている。第 1 の領域 123 は略円形であり、その内径はフランジ 121 の外径よりも小さく、処置具挿入口 54 の先端側部分の外径よりも大きくなっている。第 2 の領域

50

1 2 4 は任意の形状で足り、その大きさは上記フランジ 1 2 1 を含めて処置具挿入口 5 4 が十分に挿通可能な大きさのものである。

【 0 1 0 4 】

次に、図 2 5 に示すコネクタ部 9 2 について説明する。このコネクタ部 9 2 はチューブ部 1 3 1 とコネクタ 3 より構成されている。図 2 8 に示すように、チューブ部 1 3 1 は、接続先端部 1 3 2 と、第 1 のケーブル挿通チューブ 1 3 3 と、接続先端部 1 3 2 と第 1 のケーブル挿通チューブ 1 3 3 の接続具 1 3 4 と、第 2 のケーブル挿通チューブ 1 3 5 とから構成されている。上記接続先端部 1 3 2 は鉗子口接続装置 9 1 における気密栓（水密栓）1 0 4 の栓部 1 0 7 に形成したケーブル挿通孔 1 0 8 に嵌り込んで、気密栓（水密栓）1 0 4 とコネクタ部 9 2 を接続し得る形態となっている。

10

【 0 1 0 5 】

また、第 1 のケーブル挿通チューブ 1 3 3 は被覆線 2 0 が十分に挿通可能な大きさの内径を持つ。第 2 のケーブル挿通チューブ 1 3 5 は第 1 のケーブル挿通チューブ 1 3 3 の外径よりも大きな内径を持つ。第 1 のケーブル挿通チューブ 1 3 3 と第 2 のケーブル挿通チューブ 1 3 5 の内外径は被覆線 2 0 がキンクすることのないように適切な寸法である。さらに、第 1 のケーブル挿通チューブ 1 3 3 は第 2 のケーブル挿通チューブ 1 3 5 内を摺動可能なものである。

【 0 1 0 6 】

図 2 9 に示すように、第 1 のケーブル挿通チューブ 1 3 3 の基端側部分の内腔にはチューブ径拡大具 1 3 6 が嵌め込まれている。このチューブ径拡大具 1 3 6 が嵌め込まれている第 1 のケーブル挿通チューブ 1 3 3 の部分の外径は第 2 のケーブル挿通チューブ 1 3 5 内を辛うじて摺動可能なだけの大きさである。

20

【 0 1 0 7 】

また、図 2 9 に示すように、第 2 のケーブル挿通チューブ 1 3 5 の先端側端にはチューブストッパー 1 3 7 が固定的に接続されている。このチューブストッパー 1 3 7 の内径は上記チューブ径拡大具 1 3 6 が嵌め込まれていない部分の第 1 のケーブル挿通チューブ 1 3 3 の外径よりも大きく、チューブ径拡大具 1 3 6 が嵌め込まれている第 1 のケーブル挿通チューブ 1 3 3 の部分の外径よりも小さい。これにより、第 1 のケーブル挿通チューブ 1 3 3 及び第 2 のケーブル挿通チューブ 1 3 5 をコネクタ部 9 2 の全長が伸びる方向に大きく摺動させても第 1 のケーブル挿通チューブ 1 3 3 と第 2 のケーブル挿通チューブ 1 3 5 が外れることがない。

30

【 0 1 0 8 】

図 2 8 に示すように、コネクタ 3 は、接続端子 3 2 と、端子カバー部 3 3 と、接続具 1 4 1 と、固定棒 1 4 2 を備えて構成されている。接続具 1 4 1 は接続端子 3 2 と上記端子 9 7 とを電氣的に接続する。接続具 1 4 1 には端子 9 7 を差し込んで突き当てるための穴 1 4 3 が設けられている。また、固定棒 1 4 2 は外表面がネジ状に形成されており、コネクタ 3 の本体部材 1 4 5 に取り付けた支持筒 1 4 6 に螺合されている。固定棒 1 4 2 の外端には取手 1 4 7 が取り付けられている。固定棒 1 4 2 はこの取手 1 4 7 を回転することによって上下に移動する。

【 0 1 0 9 】

固定棒 1 4 2 をねじ込んだとき、固定棒 1 4 2 の先端は端子 9 7 の周側面に当たるが、その端子 9 7 の周側面には固定棒 1 4 2 の先端が当たる凹部を形成する小径部 1 4 8 が形成されている。このため、無理に端子 9 7 を引っ張りだそうとしたとしても端子 9 7 の先端側凸部 1 4 9 が固定棒 1 4 2 に引っ掛かり、端子 9 7 がコネクタ 3 から抜け出せない。

40

【 0 1 1 0 】

次に、本実施形態の内視鏡用高周波切開装置による作用について説明する。準備作業として、まず、鉗子口接続装置 9 1 を内視鏡 1 0 の処置具挿入口 5 4 に取り付ける。この方法としては、

1 接続装置本体 1 0 0 のスライダ 1 1 7 を図 2 7 における 2 点鎖線の位置にセッティングする。

50

2 処置具挿入口 5 4 の開口端部を溝 1 1 5 に嵌め込む。

【 0 1 1 1 】

3 スライダ 1 1 7 を図 2 7 における実線で示す位置にスライドさせる。

【 0 1 1 2 】

これにより、図 2 6 に示すように処置具挿入口 5 4 のフランジ 1 2 1 がスライダ 1 1 7 の突起 1 1 9 に係止し、溝 1 1 5 から外れなくなる。また、スライダ 1 1 7 の突起 1 1 9 は適度な弾性を持ち、お互いの距離は内視鏡 1 0 の処置具挿入口 5 4 の外径よりも適度に小さい。よって、十分に鉗子口接続装置 9 1 を処置具挿入口 5 4 に固定する役割を果たす。しかも、突起 1 1 9 は弾性を持っているため、スライダ 1 1 7 を動かすことで固定を解除することも可能である。溝 1 1 5 は十分に狭いので、そこから空気が漏れることがない。

10

【 0 1 1 3 】

次に、被覆線 2 0 を内視鏡 1 0 の処置具挿通路 6 9 の先端側より差し込んで挿通し、鉗子口接続装置 9 1 内の第 1 挿通内腔（挿通口）1 0 1 を通り、ケーブル挿通孔 1 0 8 より引き出す。

【 0 1 1 4 】

その後、フード 2 を内視鏡 1 0 の先端部 1 2 に取り付け、被覆線 2 0 をいっぱいまで引き出す。その際、被覆線 2 0 及び端子 9 7 は十分に細いので、処置具挿通路 6 9 等に挿入し易い。さらに、被覆線 2 0 を処置具挿通路 6 9 に挿入した状態でも、他の処置具を同一の処置具挿通路 6 9 に挿入して使用することが可能である。

【 0 1 1 5 】

20

次に、栓部 1 0 7 を回転させてリング 1 0 6 を圧縮させる。すると、圧力をかけられたリング 1 0 6 の内径は縮小し、やがて、被覆線 2 0 と、リング 1 0 6 の孔の間に存在した隙間が無くなり、気密栓（水密栓）1 0 4 の部分での気密性が保たれる。被覆線 2 0 を挿入していない状態では栓部 1 0 7 をいっぱいねじ込み、リング 1 0 6 に押し付けてもリング 1 0 6 の内径は最後までつぶれることはなく、鉗子口接続装置 9 1 内の気密を保てない。

【 0 1 1 6 】

次に、図 3 0 に示すように、端子 9 7 をコネクタ部 9 2 の端子突き当て穴 1 4 3 に挿通し、端子突き当て穴 1 4 3 の最奥端に突き当たるまで差し込む。その後、取手 1 4 7 を回して接続具 1 4 1 に端子 9 7 を固定する。

30

最後に、接続先端部 1 3 2 を栓部 1 0 7 のケーブル挿通孔 1 0 8 に嵌め込む。

【 0 1 1 7 】

取手 1 4 7 により固定棒 1 4 2 を締め付けた際、固定棒 1 4 2 の先端が端子 9 7 の小径部（凹部）1 4 8 に食い込む形になるため、無理に端子 9 7 を引っ張りだそうとしても端子 9 7 の凸部 1 4 9 が固定棒 1 4 2 に引っ掛かり、端子 9 7 がコネクタ 3 から抜けない。

【 0 1 1 8 】

前述したように、チューブ部 3 9 は十分に大きなレンジで摺動可能であり、第 1 のケーブル挿通チューブ 1 3 3 と第 2 のケーブル挿通チューブ 1 3 5 の全体の長さを調整できる。

【 0 1 1 9 】

本実施形態の内視鏡用高周波切開装置による切開方法は前述した第 1 実施形態の場合に同じである。

40

【 0 1 2 0 】

本実施形態の内視鏡用高周波切開装置によれば、被覆線 2 0 を処置具挿通路 6 9 に通すので、スコープ径の外径を抑えられるため、体内への挿入が容易となる。

【 0 1 2 1 】

また、被覆線 2 0 を処置具挿通路 6 9 内に通すため、被覆線 2 0 から体内に電流が漏れる可能性は限りなく小さくなる。

【 0 1 2 2 】

また、鉗子口接続装置 9 1 とコネクタ部 9 2 を設けたことで、被覆線 2 0 の処置具挿入口 5 4 から出た部分のキンクを防止できる。

50

【 0 1 2 3 】

また、チューブ部 1 3 1 が伸縮可能であるため、栓部 1 0 7 より突き出した被覆線 2 0 の長さの細かな誤差にも柔軟に対応し、突出した被覆線 2 0 の全体をチューブ材で保護することができる。これにより、被覆線 2 0 の長さの精度をあまり必要としなくなる。また、異なる長さの内視鏡 1 0 においても、被覆線 2 0 の長さを変えことなく使用が可能となる。

【 0 1 2 4 】

また、本実施形態で紹介する構造は先端に切開線 1 5 が配設されたフード 2 だけに適用されるものではなく、あらゆる先込式の高周波処置具に対して有効な構造である。

【 0 1 2 5 】

(第 7 実施形態)

図 3 1 及び図 3 2 は本発明の第 7 の実施形態に係る内視鏡用処置装置を示している。本実施形態としての内視鏡用高周波切開装置の基本的な構成は前述した第 1 の実施形態と同じである。

【 0 1 2 6 】

本実施形態の内視鏡用高周波切開装置のフード 2 は筒状本体部 5 の先端を閉じた砲弾型形状とした。また、フード 2 の先端部は砲弾型形状のものに限らず、ドーム型でも、角を丸めた平面状でも良い。筒状本体部 5 には開口部としてのコの字型の側口 1 5 1 が設けられている。

【 0 1 2 7 】

この側口 1 5 1 には組織内挿入部 8 が、その側口 1 5 1 の周方向の一端から周方向の他端に向かって突き出して設けられている。組織内挿入部 8 は側口 1 5 1 の左右どちら側から突き出すようにしていても良い。また、側口 1 5 1 の形状は組織内挿入部 8 を突き出させれば、楕円形でも円形でも三角形でも良い。側口 1 5 1 の寸法は幅 4 mm ~ 2 0 mm、長さ 4 mm ~ 2 0 mm 程度であることが望ましい。

【 0 1 2 8 】

また、切開線 1 5 の先端は組織内挿入部 8 の基端 1 5 2 近くにおいて折り曲げられ、その基端 1 5 2 に固定されている。この折り曲げ部 1 5 3 は組織内挿入部 8 の内側に立ち上がり形成されている。切開線 1 5 は組織内挿入部 8 の内側から上記側口 1 5 1 に周方向に沿って橋をかけるように配置されている。組織内挿入部 8 と切開線 1 5 との距離は 1 mm ~ 3 mm と離れている。

【 0 1 2 9 】

また、切開線 1 5 には絶縁コート 1 5 5 が組織内挿入部 8 の先端部 9 に位置する内側位置まで施してある。つまり、切開線 1 5 が剥き出しになっている部分は組織内挿入部 8 の内側のみに残っている。

【 0 1 3 0 】

本実施形態ではケーブルとしての被覆線 2 0 をチューブシースに通さず、直接に内視鏡 1 0 の挿入部 1 1 に医療用テープ 1 5 6 で固定するようにしている。これにより、内視鏡 1 0 の挿入部 1 1 の外径が大きくなることを防いでいる。

【 0 1 3 1 】

次に、本実施形態の内視鏡用高周波切開装置による作用について説明する。粘膜 6 2 に小切開 6 5 を加え、組織内挿入部 8 を粘膜 6 2 の下に挿入するまでは第 1 実施形態の場合と同じである。

【 0 1 3 2 】

次に、粘膜 6 2 に側口 1 5 1 の部分を当て、内視鏡 1 0 の吸引操作を行なう。これにより、フード 2 内の空気が吸われ、空気が薄くなると、粘膜 6 2 が側口 1 5 1 内に吸い上がる。粘膜 6 2 を十分に吸い上げて粘膜 6 2 を切開線 1 5 に密着させながら切開線 1 5 に通電を行いながら粘膜 6 2 を切開する。上記作業を繰り返して、管腔臓器の内壁をリング状に切開する。

【 0 1 3 3 】

10

20

30

40

50

本実施形態の内視鏡用高周波切開装置によれば、フード２の先端が閉じていることにより、先端側から粘膜６２が吸引されない。このため、誤って意図しない箇所の粘膜６２を切開することがない。また、被覆線２０をチューブシースに通さないのので、内視鏡１０の挿入部１１の外径が大きくなる。

【０１３４】

（第８実施形態）

図３３は本発明の第８の実施形態に係る内視鏡用処置装置を示している。本実施形態としての内視鏡用高周波切開装置の基本的な構成は前述した第７の実施形態と同じである。

【０１３５】

図３３に示すように、本実施形態の切開線１５は「レ」の字型を形作る。すなわち、組織内挿入部８の先端部９よりも少し基端１６１側に「レ」の字の屈曲した曲点１６２が位置し、それよりも基端側に位置する切開線１５の部分は組織内挿入部８の内側に位置させられている。また、被覆線２０の部分は組織内挿入部８の部分及び側口１５１の開口部分から離れるように配置されている。

【０１３６】

また、内視鏡１０にフード２を取り付けると、図３３に示すように、被覆線２０が処置具挿通路６９の正面に位置しないように配置され、また、観察窓（対物レンズ）６８の正面にも切開線１５あるいは被覆線２０がこないように位置される。尚、図３３に示す符号７３はノズルである。

【０１３７】

本実施形態の作用は第７実施形態の場合と同じである。本実施形態の効果としては切開線１５及び被覆線２０、特に被覆線２０の部分が側口１５１の内側に近接して位置していないため、側口１５１内への粘膜６２の吸引がし易くなる。

【０１３８】

また、被覆線２０は処置具挿通路６９の正面にこないため、側口１５１から粘膜６２を処置具挿通路６９から突出させた把持鉗子で上げて組織内挿入部８を潜入させたり、局所注射する際などの作業の邪魔にならない。また、切開線１５あるいは被覆線２０が観察窓（対物レンズ）６８の正面にないため、内視鏡１０の視野を確保し易くなる。これらの結果、本実施形態のものによれば、手技がより一層容易になる。

【０１３９】

（第９実施形態）

図３４～図３５は本発明の第９の実施形態に係る内視鏡用処置装置を示している。本実施形態としての内視鏡用高周波切開装置の基本的な構成は前述した第１の実施形態と同じである。

【０１４０】

また、フード２の構成は前述した第７実施形態のものと略同じであり、切開線１５と組織内挿入部８は軸方向に向けて配設してある。組織内挿入部８は耐高周波性に優れるセラミック製であり、フード２に接着固定されている。組織内挿入部８は高周波の熱で溶けない耐熱ガラス材でもよいし、耐高周波性に優れる樹脂でも良い。

【０１４１】

そして、組織内挿入部８は側口１５１の基端より先端側に向けて伸びている。また、切開線１５はフード２内でのみ、ステンレスのばね線材で出来ており、フード２の取付部６近傍で柔軟な線材としてある。また、切開線１５は復元性がある材質、例えば超弾性合金でもよい。

【０１４２】

切開線１５は略Ｕの字状に組織内挿入部８の上方に配設され、また、切開線１５の手元側の端部はフード２内の空中に位置している。切開線１５の空中に位置する手元側端部は絶縁部１７１を形成している。また、切開線１５の端部両側には絶縁部１７１の外径よりも少し広い幅で平行に２枚のガイド板１７２が配置されている。

【０１４３】

10

20

30

40

50

図34に示すように、上記切開線15には、電気絶縁コート155が組織内挿入部8の先端部9の真上近くまで施されている。

【0144】

また、ケーブルとしての被覆線20は前述した第7実施形態の場合に同じである。また、コネクタは前述した第1実施形態の場合に同じである。

【0145】

本実施形態の作用において、粘膜62に小切開65を加えるまでの作用は第1実施形態の場合に同じである。そして、この後、内視鏡10の進退と回転により、組織内挿入部8を粘膜62下に滑り込ませる。

【0146】

次に、切開線15の先端側の絶縁部171を把持鉗子175で摘んで、前に押し込む。そうすると、図35に示すように、切開線15が曲げられ、粘膜62に密着する。このとき、絶縁部171を把持するものとしては把持鉗子に限らず、スネア鉗子でもバスケット鉗子であっても良い。

【0147】

また、切開線15の形状を変えて、絶縁部171を摘んで手前に引くと切開線15が粘膜62に密着するようにしても良い。

【0148】

また、切開線15は、弾性に優れるので、把持鉗子175の押し出す力を緩めれば、元の形状に可逆的に戻る。また、絶縁部171の両側のガイド板172が絶縁部171の左右の動きを規制するので、切開線15は曲げられても、略組織内挿入部8の上に正しく位置する。

【0149】

また、絶縁部171を押し込むことにより、切開線15が粘膜62に強く押し込まれる。このため、組織内挿入部8と切開線15に挟まれた粘膜62は薄く引き延ばされ、切れ易くなる。

【0150】

次に、切開線15に通電し、組織内挿入部8と切開線15の間の粘膜62を線状に切開する。また、内視鏡10を押し進め、同様に粘膜62を切開する。これを数回繰り返して、連続的に粘膜62を切除する。以下は前述した第3実施形態に同じである。

【0151】

本実施形態によれば、切開線15の絶縁部171を押し込むことにより、切開線15が粘膜62に強く押し込まれる。このため、組織内挿入部8と切開線15に挟まれた粘膜62は薄く引き延ばされ、切れ易くなる。

【0152】

(第10実施形態)

図36は本発明の第10の実施形態に係る内視鏡用処置装置を示している。本実施形態としての内視鏡用高周波切開装置の基本的な構成は前述した第6の実施形態と同じである。

【0153】

本実施形態のフード2における筒状本体部5は先端が斜めに切断されており、しかも、前方が開いた形状のものである。組織内挿入部8はセラミックコートを外表面に施した、ステンレススチール製であり、先細りでヘラ状になっている。

【0154】

また、フード2の先端の縁には2枚のガイドリング181が斜めになるように設けられている。ガイドリング181の幅は、0.2mm~2mmである。また、2枚のガイドリング181の間隔は、0.2mm~2mmである。

尚、筒状本体部5の先端は斜めになっていなくても、ガイドリング181のみが斜めに付いたものでも良い。

【0155】

フード2には内視鏡10の先端側に位置してガイドチューブ182が設けられている。ガ

10

20

30

40

50

イドチューブ１８２はその先端部分が２枚のガイドリング１８１の中間位置にくるように配設され、かつガイドチューブ１８２の基端側が内視鏡１０の処置具挿通路６９を通るように配置されている。上記ガイドチューブ１８２は滑り性に優れる、例えばテフロン（登録商標）樹脂製のものである。

【０１５６】

２枚のガイドリング１８１の間には曲がり癖を付けたループ状の切開線１５及び被覆線２０の部分が配設されている。ループ１８５の先端側端に形成した電氣的絶縁部１８６の端が上記ガイドチューブ１８２に当接するように位置決め固定されている。また、ループ１８５のもう一端側は内視鏡１０の処置具挿通路６９に挿通された上記ガイドチューブ１８２内を通り、内視鏡１０の手元側に導かれ、図示しない高周波電源に接続されるようになっている。露出した切開線１５の部分は組織内挿入部８の内側に対応して位置する。

10

【０１５７】

次に、本実施形態の作用を説明する。この作用において、組織内挿入部８を粘膜６２の下に挿入するまでは第１実施形態に同じである。

【０１５８】

この後、図２５に示した第１のケーブル挿通チューブ１３３を保持し、第２のケーブル挿通チューブ１３５を押し進めることにより被覆線２０を押し出す（図示せず）。すると、切開線１５及び被覆線２０のループ１８５の径がガイドリング１８１に沿って大きくなり、組織内挿入部８の内面から所定の距離で離れていた切開線１５が組織内挿入部８の内面に近接していく。このとき、ガイドリング１８１が斜めになっているので、ループ１８５が引っかかることなくスムーズに広がる。

20

【０１５９】

尚、切開線１５のループ１８５の部分が広がりすぎて切開線１５が組織内挿入部８から外れてしまうことのないように、被覆線２０の手元側には警告色として、例えば赤色の色分けをしても良い。また、ガイドチューブ１８２より手元側の被覆線２０上にストッパを設けても良い。

【０１６０】

その後、切開線１５が組織内挿入部８上にある粘膜６２に接触する。さらに被覆線２０を押し出して、十分に切開線１５と組織内挿入部８で粘膜６２を挟んだ後、切開線１５に通電して粘膜６２の切開を行う。

30

【０１６１】

尚、粘膜６２が厚くて切り難いようなら、アングル操作で粘膜６２の下に挿入した組織内挿入部８をすくい上げて、粘膜６２を伸ばしてから切開線１５の部分を粘膜６２に押し付ける。上記の作業を繰り返して管腔臓器の粘膜をリング状に切開する。

【０１６２】

また、本実施形態によれば、処置具による処置や、吸引操作を用いることが少ないので、ガイドチューブ１８２が処置具挿通路６９に挿通してあっても邪魔にならない。

本実施形態によれば、前述した第９実施形態と同様な効果が得られる。

【０１６３】

（第１１実施形態）

40

図３７は本発明の第１１の実施形態に係る内視鏡用処置装置を示している。本実施形態としての内視鏡用高周波切開装置の基本的な構成は前述した第６の実施形態と同じである。

【０１６４】

本実施形態のフード２は筒状本体部５の先端が直角に切断された点が第６の実施形態のフードと異なる。２枚のガイドリング１８１は組織内挿入部８の途中まで延びて形成され、組織内挿入部８の両際それぞれに位置している。ガイドリング１８１が設けられる範囲は筒状本体部５の全円周の４分の１程である。

【０１６５】

また、ガイドリング１８１の曲率は筒状本体部５の内径の曲率よりも大きい。ガイドリング１８１の内周は組織内挿入部８の途中に滑らかに続くスロープを形成している。また、

50

ガイドリング 181 は筒状本体部 5 と同材料で一体に形成してあるが、別体のものでも良い。

【0166】

また、切開線 15 は超弾性の金属線からなり、先端部が渦巻状に巻かれた形状を有している。上記切開線 15 は組織内挿入部 8 の内面に対し所定の距離離れて配設されるが、操作により上記組織内挿入部 8 の内面に当接するように変形可能である。さらに、切開線 15 の最先端部分には滑り性が悪いゴムなどの弾性材料の絶縁体が被覆され、この部分を絶縁部 186 としてある。この絶縁部 186 は 2 枚のガイドリング 181 の間に収納され、そこに固定されている。

【0167】

本実施形態の作用は組織内挿入部 8 を粘膜 62 の下に挿入するまで第 10 の実施形態の場合と同じである。また、組織内挿入部 8 を粘膜 62 の下に挿入するとき、ガイドリング 181 の内周のスロープが楔の役目をするので、組織内挿入部 8 を刺し込むと、粘膜 62 と筋肉層 63 の間が離れる。

【0168】

組織内挿入部 8 を基端部まで粘膜 62 に挿入した後、被覆線 20 を内視鏡 10 の基端側から見て反時計周りに回転させる。すると、先端の渦巻きループが広がり、切開線 15 が組織内挿入部 8 に乗り上げた粘膜 62 に当接する。

【0169】

さらに、被覆線 20 を回転させると、切開線 15 によってガイドリング 181 の間に粘膜 62 が U 字型に押し込まれる。その状態で切開線 15 に通電し、粘膜 62 を切開する。このとき、左右にガイドリング 181 が存在する基端部のところから切開線 15 が組織内挿入部 8 に当接していくので、切開線 15 が組織内挿入部 8 上から外れてしまうことがない。

【0170】

また、手元側で被覆線 20 を手放せば、超弾性金属の復元力で元の形状に戻り、組織内挿入部 8 と切開線 15 の間が開く。

上記の作業を繰り返して、管腔臓器の粘膜をリング状に切開する。

【0171】

本実施形態によれば、前述した第 9 実施形態の場合と同様の効果が得られる。また、ガイドリング 181 の間に粘膜 62 が押し込まれるので、粘膜 62 が押し込まれて切れ易くなる。また、最も粘膜 62 が引き伸ばされている基端部側から切開線 15 がその粘膜 62 に当たるので、切開し易い。しかも、切開する箇所が筋肉層 63 から、かなり上方に位置するので、発熱の影響が筋肉層 63 まで及びにくという利点がある。

【0172】

(第 12 実施形態)

図 38 及び図 39 は本発明の第 12 の実施形態に係る内視鏡用処置装置を示している。

【0173】

本実施形態の内視鏡用処置装置としての内視鏡用高周波切開装置は、フード 2 の他に内視鏡 10 の処置具挿通路 69 に挿通し得る、長尺の高周波ナイフ（ヘラ型ナイフ）187 を備えた構成である。

【0174】

上記フード 2 は筒状本体部 5 の先端が直角に切断され、前方に開口した先端開口 188 が形成されている。筒状本体部 5 の先端部には上記先端開口 188 に連なった切り欠き 189 が設けられている。尚、この切り欠き 189 に代え、孔状の側口であっても良い。

【0175】

上記フード 2 には上記切り欠き 189 の領域において前方に向けて突き出す組織内挿入部 8 が設けられている。この組織内挿入部 8 はその横断面形状が「く」の字型の部材であり、組織内挿入部 8 の先端は斜めにカットされており、先端部分が先細りの形状になっている。

10

20

30

40

50

【 0 1 7 6 】

図 3 8 に示すように、組織内挿入部 8 はセラミックコートを施したステンレススチール製の板を略 9 0 度折り曲げて製作しており、フード 2 に接着固定してある。尚、組織内挿入部 8 は半円の断面形状を有する、半割りのパイプのもので良い。

【 0 1 7 7 】

また、上記高周波ナイフ 1 8 7 は鋼帯 1 9 0 の先端部分を 9 0 度ねじった上で先端を鋭く尖らせている。高周波ナイフ 1 8 7 は先端部のみ残して絶縁コートが施されている。高周波ナイフ 1 8 7 のねじり部（ループ）1 9 1 の後方の部分は緩やかな曲り癖が付いている。高周波ナイフ 1 8 7 はシース 1 9 2 に収納可能であり、高周波ナイフ 1 8 7 を手元側へ引くことでシース 1 9 2 内に収納されるようになっている。シース 1 9 2 はフッ素樹脂などの電氣的絶縁性の高い樹脂で形成されている。

10

【 0 1 7 8 】

鋼帯 1 9 0 の部分の後方はトルクが伝わり易いように、網状の鋼線の上にチューブ被覆を施したトルク伝達チューブ 1 9 3 になっている。

尚、トルクチューブでなく、多条巻コイルでも良い。その場合、コイルの中央には高周波電流を供給するケーブルが収納される。

【 0 1 7 9 】

次に、本実施形態の作用について説明する。体腔内でシース 1 9 2 を処置具挿通路 6 9 より突出させた後、シース 1 9 2 から高周波ナイフ 1 8 7 を出したとき、高周波ナイフ 1 8 7 の先端が組織内挿入部 8 の先端近くの屈曲部の内側に当たるように、シース 1 9 2 の進退・回転と高周波ナイフ 1 8 7 の回転で位置合わせをする。

20

【 0 1 8 0 】

次に、一旦、高周波ナイフ 1 8 7 を引き、シース 1 9 2 内に収納する。

次に、予め作っておいた小切開に組織内挿入部 8 を潜入させる。

次に、内視鏡 1 0 のアングル操作により、組織内挿入部 8 で粘膜 6 2 をすくい上げる。この際、粘膜 6 2 の下の組織内挿入部 8 の位置を内視鏡画像で確認すると共に粘膜 6 2 を突っ張らせる。

【 0 1 8 1 】

次に、シース 1 9 2 から高周波ナイフ 1 8 7 をゆっくりと出す。すると、高周波ナイフ 1 8 7 が曲り、粘膜 6 2 に高周波ナイフ 1 8 7 の先端が触れるので、通電しながらシース 1 9 2 を引く、若しくは通電しつつ、シース 1 9 2 は引かずに内視鏡 1 0 の挿入部 1 1 を引く。すると、高周波ナイフ 1 8 7 の先端と組織内挿入部 8 に挟まれた粘膜 6 2 が切れる。

30

【 0 1 8 2 】

このとき、予め、高周波ナイフ 1 8 7 の位置合わせをしているので、高周波ナイフ 1 8 7 を出すと粘膜 6 2 は組織内挿入部 8 の先端近くにおいて、高周波ナイフ 1 8 7 と組織内挿入部 8 の間に挟まれる。

【 0 1 8 3 】

ここで、粘膜切開の方法について図 4 0 ~ 図 4 2 に示す別例を説明する。図 4 0 に示す例はレーザープローブ 2 0 0 により構成される。このレーザープローブ 2 0 0 の先端部分には曲り癖が付けられている。レーザープローブ 2 0 0 は手元側の操作により内視鏡 1 0 の処置具挿通路 6 9 の出口より突き出した状態において回転できるようになっている。また、レーザープローブ 2 0 0 は指で自由に曲り癖をつけ得るようにしても良い。

40

【 0 1 8 4 】

また、図 4 1 に示す例のものは、上記レーザープローブ 2 0 0 の先端にキャップ 2 0 1 を設け、このキャップ 2 0 1 に斜めに鏡 2 0 2 を取り付けたり、鏡 2 0 2 で光を出射して出射方向を斜めに曲げられるようにしたものである。鏡 2 0 2 の取り付け角度は蝶番 2 0 3 により指で自由な角度に調整できる。もちろん、鏡 2 0 2 の角度を体腔外からワイヤ操作などで遠隔操作できるようにしても良い。また、角度の異なるように鏡 2 0 2 をキャップ 2 0 1 に取り付けたものを、病変の大きさに合わせて交換できるようにしたものでも良い。

50

【 0 1 8 5 】

また、図 4 2 に示すように、レーザープローブ 2 0 0 の先端が斜めに形成し、光が斜め方向に出射されるように構成しても良い。また、カッターなどの刃物で、レーザープローブ 2 0 0 の先端を病変の大きさに合わせて、自由な角度に切り落とせるように構成しても良い。

【 0 1 8 6 】

また、レーザー光の回転は、プローブ 2 0 0 を回転させる他に鏡 2 0 2 を回転するようにしても良い。

【 0 1 8 7 】

次に、上記プローブ 2 0 0 を用いて行なう切開法について説明する。病巣の粘膜下に、予め特定の波長のレーザー光線を吸収して、それより深い位置にある筋層が切開できなくなる液を注入する。例えば、半導体レーザーに対しては、I C G (インドシアニン・グリーン)等を混合した生理食塩水が適している。

10

【 0 1 8 8 】

これにより、粘膜層と筋肉層の間が分離すると共に、筋肉層を傷付けることなく粘膜だけが切れるようになる。

【 0 1 8 9 】

次に、局注した部分に半導体レーザー光などのレーザー光線を当てて粘膜を切る。このとき、はじめに低いエネルギーの案内用のレーザー光(ルビーレーザー等、差棒の代りのポインタになるもの)を照射して、病巣の回りに光跡を描き、切開する位置の狙いを定めると良い。

20

【 0 1 9 0 】

次に、素早く高エネルギーのレーザー光を照射して、円形に粘膜を切る。このとき、プローブ 2 0 0 の先端位置を変えないように気をつける。

【 0 1 9 1 】

また、このときに、特定の色の注入液がレーザー光のエネルギーを吸収してしまうので、粘膜のみを正確に切開し、筋層を傷つけない。

【 0 1 9 2 】

このような切開方式によれば、大きな病巣でも安全に切開することが可能である。

【 0 1 9 3 】

(第 1 3 実施形態)

図 4 3 乃至図 5 2 を参照しながら本発明の第 1 3 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置について説明する。

30

【 0 1 9 4 】

図 4 3 に示されるように、本実施形態の高周波切開装置 1 は、体内に挿入されるフード 2 と、コネクタ 3 と、上記フード 2 とコネクタ 3 を接続するケーブル 4 とを備えて成る。ケーブル 4 は熱収縮チューブでも良い。

【 0 1 9 5 】

上記フード 2 は筒状本体部 5 と取付部 6 とからなる。筒状本体部 5 は電気絶縁性に優れる材料、例えばポリカーボネート、ポリアミド、シクロオレフィン系樹脂、ポリエーテルケトン、フッ素樹脂及びノルボルネン樹脂等で略筒状に作られている。特に、ノルボルネン樹脂等の透明性及び耐高周波性に優れた樹脂で作ることが好ましい。

40

【 0 1 9 6 】

筒状本体部 5 の外径は 8 mm ~ 1 8 mm、内径は 6 mm ~ 1 6 mm である。また、取付部 6 は柔軟な円筒状部材であり、例えばシリコンゴムなどのゴム材料、P V C、熱可塑性エラストマーなどの柔軟な材質から作られている。取付部 6 は内視鏡 1 0 の挿入部 1 1 における先端部 1 2 に密着して被嵌し得る内径を有し、先端部 1 2 に対して着脱自在なものである。

【 0 1 9 7 】

図 4 6 に示すように、筒状本体部 5 の側壁には開口した側口 6 7 が設けられ、側口 6 7 の先端縁には基端側に向けて突き出す舌状の組織内挿入部 8 が一体に設けられている。

50

【0198】

また、側口67の寸法としては幅が1mm~10mm、長さが3mm~10mmであることが望ましい。また、組織内挿入部8は細長く、先に行くほど尖らせてあり、組織内挿入部8の先端部9は丸めてある。

【0199】

組織内挿入部8の長さは1mm~5mmであることが望ましい。また、組織内挿入部8の厚さは根元部分で0.5~2mm、先端部分で0.1~0.5mmであることが望ましい。また、組織内挿入部8の幅は根元部で1mm~8mm、先端部分で、0.5mm~4mmであることが望ましい。また、組織内挿入部8は細長い形状であれば、楕円形でも四角形でも三角形でもどのような形でも良い。

10

【0200】

図45に示すように、組織内挿入部8は筒状本体部5の外周面よりも外側に突き出している。組織内挿入部8の外側への突出量は0.1mm~10mmである。

【0201】

また、組織内挿入部8は筒状本体部5と一体型であるが、必ず一体型である必要はなく、別体に形成し、筒状本体部5に接着等で取り付けのようにしても良い。その際、組織内挿入部8は筒状本体部5と別の材質でも良い。また、図52に示すように、筒状本体部5の破線で示した部分を切り取っても良い。そうすることにより、組織内挿入部8の外側への突出量Lが大きくなり、組織内挿入部8をより容易に粘膜下に挿入可能になる。

【0202】

20

組織内挿入部8には小さな孔14が設けられ、その孔14にはステンレス、金等の電気導電性に優れた金属製のワイヤで形成された切開線15の先端が内側から通り、外側で折り曲げられ、その折り曲げられた部分がワイヤカバー部16で外側から覆われた状態で組織内挿入部8に接着固定されている。

【0203】

また、小さな孔14の位置は組織内挿入部8の先端から0.5~3mmに位置する。また、切開線15の外径は0.05mm~3mmであるが、望ましくは0.15mm~0.3mmである。

【0204】

また、ワイヤカバー部16は筒状本体部5と同じような耐高周波性と電気絶縁性に優れた材質により形成されている。ワイヤカバー部16と組織内挿入部8の接続手段は接着でなくとも熱溶着等その他の接合法であっても良い。

30

【0205】

また、切開線15は組織内挿入部8との接点から任意の距離だけ被覆線20の導電部を剥き出すことにより形成されている。また、導電部を剥き出してある切開線15の部分の長さは1mm~10mmである。それ以外の部分は導電部の表面には例えばフッ素樹脂等の電気絶縁コート19を施してある。電気絶縁コート19の厚さは0.05mm~1mm程度が望ましい。また、図45に示す如く、切開線15の粘膜に対する角度は0°~180°であるが、15°~75°の角度範囲であることが望ましい。

【0206】

40

しかして、図45に示すように、切開線15は組織内挿入部8との接点から、始め軸方向に伸び、その後、電気絶縁コート19でコーティングされた被覆線20の部分が筒状本体部5の基端側部分22付近で、その基端側部分22における最小径D(図47参照)よりも外側に位置するように配置される。これにより、被覆線20が内視鏡的視野を妨害することがなく、また、被覆線20が内視鏡10の先端部12から処置具を進退させる際の妨げにならない。そのように誘導された後の被覆線20は筒状本体部5の側孔18を通り折り曲げられ、さらにケーブル4内を通り、コネクタ3に導かれ、高周波電源に接続される。

【0207】

被覆線20は側孔18を通してコネクタ3に接続されるまでの間の部分がケーブル4のチ

50

チューブシース 24 によって覆われている。それにより、電流が体内に漏れることを防いでいる。チューブシース 24 は、例えばフッ素樹脂等の電気絶縁性に優れる材料で作られている。チューブシース 24 の寸法としては、内径 0.5 mm ~ 2 mm、肉厚 0.1 mm ~ 1 mm 程度が望ましい。チューブシース 24 は、ワイヤ押え 21 との接着部から基端部まで伸びて、コネクタ 3 に接続されている。ワイヤ押え 21 とチューブシース 24 は仲介パイプ 26 を介して接続されている。

【0208】

また、筒状本体部 5 の外側には被覆線 20 を外側から覆う電気絶縁性に優れるワイヤ押え 21 が被せられている。ワイヤ押え 21 は筒状本体部 5 と一体のものであっても良い。

【0209】

次に、高周波切開装置 1 を取り付けした内視鏡 10 を体内に誘導する際に使用するオーバーチューブ 41 の構成について以下に説明する。図 48 に示すように、オーバーチューブ 41 はチューブ本体 36 と、その基端に接続された内視鏡挿入口 37 で構成されている。チューブ本体 36 はポリウレタン、塩化ビニル、フッ素樹脂等の樹脂で作られている。また、体内に挿入し易くするのと、内視鏡 10 を回転し易くするためにチューブ本体 36 をフッ素樹脂などの滑り性に優れる材質で作ると、より好ましい。また、チューブ本体 36 の外径は 1.2 mm ~ 2.0 mm であり、特に 1.5 mm ~ 1.8 mm が好ましい。チューブ本体 36 の内径は内視鏡 10 の挿入部 11 が挿通可能であれば良い。

【0210】

チューブ本体 36 には軸方向に沿って形成したスリット 38 が設けられている。このスリット 38 を設けることにより、チューブ本体 36 内にフード 2 を挿入する際、図 45 に示されるように、外側に突出した組織内挿入部 8 がスリット 38 内に入ること、チューブ本体 36 の内外径を大きくすることなく、チューブ本体 36 内にフード 2 を挿入することが出来る。このため、スリット 38 の幅は 1 mm ~ 9 mm であり、特に 2 mm ~ 5 mm であることが望ましい。

【0211】

次に、本実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置について説明する。まず、図 44 に示すように、フード 2 を内視鏡 10 の先端部 12 に装着する。その後、ケーブル 4 を内視鏡 10 の挿入部 11 の数箇所にて医療用テープで固定する。この固定状態は図示しない。

【0212】

この準備後、図 44 に示すように、オーバーチューブ 41 内に内視鏡 10 を挿通する。さらに、コネクタ 3 と高周波電源(図示せず)を電源コード(図示せず)により接続する。

【0213】

次に、高周波切開装置 1 を組み付けたオーバーチューブ 41 を体腔内に挿通した後、高周波切開装置 1 のみを内視鏡 10 と共に、食道、十二指腸、小腸、大腸などの管腔臓器の目的部位に進める。

【0214】

高周波切開装置 1 のフード 2 の部分が管腔臓器などの目的部位に達したらその目的部位の粘膜下に注射針(図示しない)を用いて生理食塩水を注入し、粘膜 62 と筋層 63 の間の結合組織 64 に生理食塩水を吸収させ、結合組織 64 を膨張させる。すると、粘膜 62 は筋層 63 と離れて膨らみ、引き伸ばされて切れ易くなる。

【0215】

次に、針状メス(図示しない)で膨らんだ粘膜 62 に小切開 65 を加える。生理食塩水を入れ、膨らませているので、粘膜 62 に針状メスを用いて小切開 65 を加えても、筋層 63 を傷付けることがない。

【0216】

内視鏡 10 の挿入部 11 の進退操作や内視鏡 10 の挿入部 11 の湾曲操作により、組織内挿入部 8 を小切開 65 の上方に位置させる。その後、内視鏡 10 の挿入部 11 の進退操作により、図 49 に示すように、針状メスにより作られた小切開 65 から組織内挿入部 8 の先端部 9 を滑り込ませる。その際、内視鏡 10 の吸引操作を行いながら挿入部 11 を進退

10

20

30

40

50

させると、組織内挿入部 8 の先端部 9 が粘膜 6 2 の下に入り易くてよい。

【0217】

また、組織内挿入部 8 の先端部 9 は丸く形成されているので、粘膜 6 2 の裏側や筋層 6 3 を傷付けることがない。まして筋層 6 3 を貫くこともない。

【0218】

組織内挿入部 8 を小切開 6 5 に滑り込ませた後、内視鏡 1 0 の挿入部 1 1 を手元側へ引くことで粘膜 6 2 と切開線 1 5 とを密着させる。この後に切開線 1 5 に通電すると、切開線 1 5 に密着していた粘膜 6 2 が切断される。なお、絶縁コート 1 9 を施してある部分ではこの部分に粘膜 6 2 が触れても切れない。

【0219】

上述の作業を繰り返して、管腔臓器の内壁を病変の左右 2 箇所まで軸方向に切開する。その後、針状メスなどで病変部の後側と肛門側に横向きの切開を加えると、病変部を含む領域を囲む長方形の切開になる。もちろん、軸方向切開と横方向切開を加える順番はどちらが先でも良い。

【0220】

粘膜 6 2 を長方形に切開後、その部分に生理食塩水を注入して筋層 6 3 と分離させる。その後、図 5 1 に示すように、把持鉗子 6 6 により粘膜 6 2 を剥離回収する。

【0221】

本実施形態によれば、軸方向の切開において、安全かつ容易な手技が可能である。側口 6 7 の窓幅が十分に狭いため、切開時に粘膜 6 2 が捲れあがることがなく、常にワイヤ状の切開線 1 5 を粘膜 6 2 に強く押し当てることができて切開が楽である。爪状の組織内挿入部 8 が粘膜 6 2 を拘う方向に突き出しているため、組織内挿入部 8 の先端部 9 を粘膜 6 2 の下に挿入し易いと共に、確実に組織内挿入部 8 の先端部 9 が粘膜 6 2 と筋層 6 3 の間を掻き分けて進むことができ、組織内挿入部 8 が粘膜 6 2 に引っかかることが無く簡単に切開可能である。

【0222】

(第 1 4 実施形態)

図 5 3 及び図 5 4 を参照しながら本発明の第 1 4 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置について説明する。この内視鏡用高周波切開装置の大まかな構成は上述した第 1 3 の実施形態に同じである。

【0223】

そして、本実施形態での内視鏡用高周波切開装置では図 5 4 に示すように、フード 2 の筒状本体部 5 が、内視鏡 1 0 の先端部 1 2 の横断面中心に対して任意の距離 1 だけ側方へ偏芯している。距離 1 は 0 . 1 mm ~ 1 0 mm である。

【0224】

以上の如く、偏芯させることにより、上述した第 1 3 の実施形態での図 5 2 における組織内挿入部 8 の突出量 L を同じ大きさに保ったまま、図 5 4 に示すように、筒状本体部 5 の外径を距離 1 だけ小さくすることができる。このため、これの体腔内への挿脱がより容易になる。その他の作用及び効果は上述した第 1 3 の実施形態に同じである。

【0225】

(第 1 5 実施形態)

図 5 5 乃至図 6 4 を参照しながら本発明の第 1 5 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置について説明する。この内視鏡用高周波切開装置の大まかな構成は上述した第 1 3 の実施形態に同じである。

【0226】

そして、本実施形態での内視鏡用高周波切開装置ではフード 2 の筒状本体部 5 と組織内挿入部 8 が別体であり、組織内挿入部 8 を筒状本体部 5 の外表面より突没可能な構成とした。図 5 6 及び図 5 7 に示すように、組織内挿入部 8 は基端内側面に固定される支持片 8 1 a を備え、図 5 9 に示すように、筒状本体部 5 は内側面に固定される支持片 8 1 b を備える。各支持片 8 1 a , 8 1 b には軸孔 8 2 が形成されており、図 6 0 に示すように、各支

10

20

30

40

50

持片 8 1 a , 8 1 b の軸孔 8 2 にわたり軸ピン 8 3 を通すことにより組織内挿入部 8 を筒状本体部 5 に軸支している。軸ピン 8 3 は支持片 8 1 b に固定され、支持片 8 1 a とは回動自在となっている。さらに軸ピン 8 3 の外周にはバネ 8 4 が巻装されている。バネ 8 4 の一端は組織内挿入部 8 の内面に当り係止し、バネ 8 4 の他端は筒状本体部 5 の内面に当り係止している。バネ 8 4 は左右 2 つの支持片 8 1 a , 8 1 b の間に位置し、組織内挿入部 8 に突き出す方向への力を付与する付勢手段である。

【 0 2 2 7 】

つまり、組織内挿入部 8 は常に外側へ突き出す方向に回動するように付勢されている。このとき、バネ 8 4 の付勢力は組織内挿入部 8 を突き出させるのに十分なものであり、また、被覆線 2 0 を引くことで容易に組織内挿入部 8 を筒状本体部 5 内に収納できる程度の強

10

【 0 2 2 8 】

本実施形態での内視鏡用高周波切開装置においてのフード 2 の作用について説明すると、オーバーチューブ 4 1 に挿入する際は図 6 1 に示すように、組織内挿入部 (爪) 8 は収納される方向への力 F をオーバーチューブ 4 1 から受けることにより内側に回動して筒状本体部 5 内に退避する。このように組織内挿入部 8 は回動して退避可能なものであるため、スリットを設けていないオーバーチューブ 4 1 でも内視鏡 1 0 の挿入部 1 1 を押し入れるだけで容易に挿入可能である。

【 0 2 2 9 】

20

ところで、小切開 6 5 を設ける方法は上述した第 1 4 の実施形態の場合に同じである。小切開 6 5 に組織内挿入部 8 の先端部 9 を挿入する際はバネ 8 4 の付勢力によって自動的に組織内挿入部 8 が突き出すのを待ち、その後、組織内挿入部 8 の先端部 9 を小切開 6 5 に差し込んで軸方向の切開を行う。

【 0 2 3 0 】

切開終了後は手元側での操作により被覆線 2 0 を引くことにより、組織内挿入部 8 は回動し、フード 2 の筒状本体部 5 内に収納する (図 6 2 を参照) 。その後、オーバーチューブ 4 1 を通じて高周波切開装置を引き抜く。その後の粘膜の剥離回収方法は上述した第 1 4 の実施形態の場合に同じである。

【 0 2 3 1 】

30

本実施形態によれば、軸方向の切開において、安全かつ容易な手技が可能である。また、組織内挿入部 8 が突没可能になったため、内視鏡 1 0 を挿脱する際は組織内挿入部 8 をフード 2 内に退避させ、オーバーチューブ 4 1 や体内への挿入が容易に行える。

【 0 2 3 2 】

なお、本実施形態では次のように変形したものであっても良い。まず、接続用支持片 8 1 a は組織内挿入部 8 と一体に形成したものであっても良い。別体である場合には組織内挿入部 8 に接着固定したもので良く、その際、支持片 8 1 a は組織内挿入部 8 と別の材質であっても良い。もちろん、支持片 8 1 b はフード 2 の筒状本体部 5 と一体でも別体でも良い。

【 0 2 3 3 】

40

また、2 つの支持片 8 1 a , 8 1 b の位置は図 6 0 に示すように筒状本体部 5 と組織内挿入部 8 を組み合わせたときに支持片 8 1 b が支持片 8 1 a を挟むように位置させる場合に限らず、その逆に支持片 8 1 a が支持片 8 1 b を挟むように位置させても良い。

【 0 2 3 4 】

組織内挿入部 8 はバネ 8 4 により突き出す方向へ付勢されるが、逆に筒状本体部 5 内に収納する向きに付勢するようにしても良い。この後者の場合、組織内挿入部 8 の突出は被覆線 2 0 を先端側へ押し出すことにより行い、組織内挿入部 8 の収納はバネ 8 4 の付勢力によって行う。このときのバネ 8 4 の付勢力は突出した組織内挿入部 8 を筒状本体部 5 内に収納するのに十分なものであり、且つ被覆線 2 0 を先端側に押すことで組織内挿入部 8 を突出した状態に保てる程度の力を有する。また、付勢用バネ 8 4 の形態は前述したものに

50

限らない。

【0235】

筒状本体部5と組織内挿入部8の接続方法は図のものに限らない。また、バネ84は無くても良い。その際、組織内挿入部8の突没は手元側で行う被覆線20の進退によって行う。

【0236】

また、組織内挿入部8と筒状本体部5を一体に構成し、この際の材料は各々シリコンゴムなどのゴム材料、PVC、熱可塑性エラストマーなどの弾性を有し、かつ電気絶縁性、耐高周波性に優れる材質から作り、組織内挿入部8を弾性的に変形させる構成としても良い。

10

【0237】

この場合であっても組織内挿入部8と筒状本体部5は別体で作り、両者を接着固定するようにしても良い。例えば、図63に示すように、筒状本体部5の材料に弾性を有する材料を用い、組織内挿入部8の材料に電気絶縁性、耐高周波性に優れる材料を用いて形成して構成したものでも良い。或いは、図64に示すように、筒状本体部5の材料に透明な材料を用い、組織内挿入部8の材料に弾性体で且つ絶縁性、耐高周波性に優れる材料を用いても良い。

【0238】

前者の場合、組織内挿入部8の突き出しは筒状本体部5の弾性力によって行い、組織内挿入部8の収納は被覆線20を基端側に引くことにより行う。このときの筒状本体部5の材料の弾性力は組織内挿入部8を突出させるのに十分であり、且つ被覆線20を基端側に引くことで容易に組織内挿入部8を収納する程度の力を有する。

20

【0239】

後者の場合、組織内挿入部8の突き出しは組織内挿入部8の弾性力によって行い、組織内挿入部8の収納は被覆線20を基端側に引くことにより行う。このとき、組織内挿入部8の材料の弾性力は組織内挿入部8を突出させるのに十分であり、且つ被覆線20を基端側に引くことで容易に組織内挿入部8を収納する程度の力を有する。また、各支持片81a、81bの形状は上述したものに限らない。

【0240】

(第16実施形態)

30

図65乃至図67を参照しながら本発明の第16の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置について説明する。この内視鏡用高周波切開装置の大まかな構成は上述した第13の実施形態のものと同じである。

【0241】

そして、本実施形態での内視鏡用高周波切開装置ではフード2は図65に示すように構成される。同図65中の破線で示す部分は上述した第13の実施形態におけるフード2の筒状本体部5の形状であったところである。

【0242】

本実施形態では図65に示すように、破線で示したところの部分を取り除くことによって、フード2の外表面より距離Lだけ、組織内挿入部8が突き出すようにしている。また、組織内挿入部8を形成した、筒状本体部5の先端側部分を、先端が内側になるように傾けて形成している。これにより組織内挿入部8の先端部9の向きが斜め下方を向く。

40

【0243】

本実施形態の作用は上述した第13の実施形態のものと同じである。また、本実施形態の効果は斜め下向きに組織内挿入部8が突出しているため、粘膜下に組織内挿入部8の先端部9を挿入しやすい。さらに、筒状本体部5の先端側部分を内側に傾けているため、図66に示すように、内視鏡10の挿入部11を粘膜方向に湾曲させても組織内挿入部8が上向きにならない。従って、組織内挿入部8の先端部9が粘膜と筋層の間を確実に掻き分けて進み、組織内挿入部8が粘膜に引っかかることが無く簡単に切開可能である。

【0244】

50

また、図 6 5 に示した破線の部分を筒状本体部 5 から取り除くことにより、組織内挿入部 8 を突き出させているため、上述した第 1 3 の実施形態と比較して外形が小さく、体腔内への挿入性に優れる。

【 0 2 4 5 】

なお、内側に傾ける部分は図 6 5 で示す部分に限らない。つまり、組織内挿入部 8 が突出している部分の先端側が内側に傾いていさえすれば、傾むいた部分は筒状本体部 5 の先端全周にわたっていても半周のみであっても良い。また、図 6 7 に示すように、筒状本体部 5 を内視鏡 1 0 の横断面中心に対して偏芯させて形成するようにしても良い。そうすることにより、筒状本体部 5 の外径を大きくすることなく、突出量 L を大きくすることが出来る。

10

【 0 2 4 6 】

(第 1 7 実施形態)

図 6 8 乃至図 7 0 を参照しながら本発明の第 1 7 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置について説明する。この内視鏡用高周波切開装置の大まかな構成は上述した第 1 3 の実施形態のものと同じである。

【 0 2 4 7 】

そして、本実施形態での内視鏡用高周波切開装置ではフード 2 は図 6 8 に示すように構成される。本実施形態での組織内挿入部 8 はフード 2 の先端方向に突き出している。また、組織内挿入部 8 は筒状本体部 5 と一体でも別体で接着固定されていても良い。

【 0 2 4 8 】

筒状本体部 5 には側方から前方にわたり開口した切り欠き部 8 5 を設け、この切り欠き部 8 5 の先方に組織内挿入部 8 を向けている。また、切り欠き部 8 5 の大きさは幅 1 mm ~ 1 5 mm、長さ 1 mm ~ 1 5 mm であり、特に幅 3 mm ~ 9 mm、長さ 4 mm ~ 8 mm であることが望ましい。また、切り欠き部 8 5 の代わりに上述したような側口であっても良い。

20

【 0 2 4 9 】

被覆線 2 0 を導入する側孔 1 8 は筒状本体部 5 の比較的前端側に位置して形成され、筒状本体部 5 内に直径方向に導入された後、切開線 1 5 の部分が斜め下方向へ進み、前方へ突き出した組織内挿入部 8 に接続されている。

【 0 2 5 0 】

本実施形態の内視鏡用高周波切開装置の作用としては小切開 6 5 を形成するまでは上述した第 1 3 の実施形態と同じである。小切開後、内視鏡 1 0 の挿入部 1 1 の進退操作により組織内挿入部 8 の先端部 9 を小切開 6 5 より粘膜 6 2 下に挿入する。

30

【 0 2 5 1 】

次に、内視鏡 1 0 の挿入部 1 1 を体腔内へ押し進めることにより、切開線 1 5 と粘膜 6 2 を密着させた状態で通電を行い、軸方向に粘膜 6 2 を切開するようにする。

【 0 2 5 2 】

本実施形態の内視鏡用高周波切開装置によれば、軸方向の切開において、安全かつ容易な手技が可能である。また、図 7 0 に示すように、内視鏡 1 0 の湾曲操作により挿入部 1 1 の先端部 1 2 を、切開する粘膜 6 2 の方へ押し付けた際、切り欠き部 8 5 により前方が開放し、組織内挿入部 8 が斜め下方向に向くため、切り欠き部 8 5 の部分に取り込まれる粘膜 6 2 の下に組織内挿入部 8 の先端部 9 が確実に入り込み、粘膜 6 2 と筋層 6 3 の間を掻き分けて進むことができ、組織内挿入部 8 が粘膜 6 2 に引っかかることが無い。

40

【 0 2 5 3 】

上述のように、組織内挿入部 8 が斜め下方向に向くため、組織内挿入部 8 の先端部 9 を粘膜 6 2 下に挿入しやすい。

【 0 2 5 4 】

(第 1 8 実施形態)

図 7 1 を参照しながら本発明の第 1 8 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置について説明する。この内視鏡用高周波切開装置の大まかな構成は上述した第 1 3 の実施形態のものと同じである。

50

【0255】

そして、本実施形態での内視鏡用高周波切開装置では図71に示すように、フード2の筒状本体部5に先端まで突き抜けた切り欠き部86を設けたものであり、この切り欠き部86の大きさは幅2mm～15mm、長さ2mm～15mmであるが、特に幅4mm～9mm、長さ4mm～9mmであることが望ましい。

【0256】

切開線15は図71で示すように、フード2の後方上部から下側の切り欠き部86に向けて斜めに配置されている。切開線15の先端にはその切開線15の外径よりも大径の略球形とした先端絶縁部87が設けられている。先端絶縁部87は例えばセラミックなどの電気絶縁性及び耐熱性に優れる材料から作られている。また、先端絶縁部87の外径は0.1mm～5mmであるが、特に0.5mm～2mmであることが望ましい。先端絶縁部87の形状は図71に示すものに限らない。また、切開線15の粘膜62に対する角度は0°～180°であるが、特に15°～75°であるのが望ましい。

10

【0257】

本実施形態の内視鏡用高周波切開装置の作用としては小切開65を形成するまで上述した第13の実施形態に同じである。小切開後、内視鏡10の挿入部11の進退操作及びアングル操作により切開線15の先端に設けた先端絶縁部87を小切開65に挿入する。ここで先端絶縁部87は組織内挿入部として機能する。

【0258】

円周方向に切開を行う際には小切開65に先端絶縁部87を挿入した後、内視鏡10の挿入部11を軸中心に回転させ、粘膜62と切開線15を密着させる。その後、切開線15に通電を行い粘膜62を切開する。

20

【0259】

円周方向の向きについての切開は病変の口側、肛門側の2箇所行う。この際、筋層63には先端絶縁部87が接触しているため、筋層63には電流が流れない。

【0260】

また、軸方向に切開を行う際は、小切開65に先端絶縁部87を挿入した後、内視鏡10の挿入部11を引くことで粘膜62と切開線15とを密着させる。その後、切開線15に通電を行い粘膜62を切開する。なお、軸方向切開は病変の左右2箇所行う。

【0261】

上記のようにして粘膜62に長方形の切開を加えた後の処置は上述した第13の実施形態に同じである。

30

【0262】

本実施形態の内視鏡用高周波切開装置によれば、一つのデバイスで円周方向と軸方向の切開において、安全かつ容易な手技が可能である。

【0263】

(第19実施形態)

図72を参照しながら本発明の第19の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置について説明する。この内視鏡用高周波切開装置の大まかな構成は上述した第13の実施形態のものに同じである。

40

【0264】

そして、本実施形態での内視鏡用高周波切開装置ではフード2を図72に示すように構成した。すなわち、本実施形態では組織内挿入部8が左右対称に先端側で外向きに離れるように二股に分かれている。また、それぞれの組織内挿入部8の部分は1体であっても別体で接着固定されていても良い。また、組織内挿入部8は左右対称に分かれたものでなくとも良い。また、二つの組織内挿入部8の部分の大きさは同じでなくとも良い。

【0265】

使用方法は上述した第14の実施形態に同じであるが、外向きに二股に分かれた組織内挿入部8によって粘膜62を左右に掻き分けながら切開を行うため、切開線15に触れる部分の粘膜62は左右に引っ張られて薄くなり、粘膜62をより切開しやすくなる。

50

【 0 2 6 6 】

尚、本発明は前述した各実施形態に限定されるものではなく、他の形態にも適用が可能である。

【 0 2 6 7 】

前述した説明によれば、以下に列挙する事項及び以下に列挙した事項を任意に組み合わせ得られる事項が得られる。

【 0 2 6 8 】

< 第 1 群 >

付記 1 (請求項 1 に対応);内視鏡と組み合わせて使用され、体腔内組織を処置する際に用いられる内視鏡用処置装置において、
内視鏡の先端部近傍に配置される管状体と、
上記管状体の側壁の一部に設けられた開口部と、
上記管状体の一部に突出して設けられた、耐熱性と電気絶縁性に優れた材質からなる先細り形状の組織内挿入部と、
上記組織内挿入部の内面と上記管状体の内面の任意の一点を通る組織切開用の高周波電極と、
上記高周波電極に高周波電源装置からの電流を供給するケーブルと
からなることを特徴とする内視鏡用処置装置。

10

【 0 2 6 9 】

付記 2 ;付記 1 において、高周波電極が管状体の軸方向に対して垂直な面で弓状に張られていることを特徴とする。

20

付記 3 ;付記 1 において、高周波電極が、管状体の軸方向に張られていることを特徴とする。

付記 4 ;付記 1 ~ 3 において、開口部の大きさは、軸方向に 4 mm以上、円周方向に 4 mm以上であることを特徴とする。

【 0 2 7 0 】

付記 5 (請求項 2 に対応);内視鏡と組み合わせて使用され、体腔内組織を処置する際に用いられる内視鏡用処置装置において、
内視鏡の先端部近傍に配置される管状体と、
上記管状体の側表面に設けられた、第 1、第 2 の開口部と、
上記開口部から突出した先細り形状の少なくとも一部が耐熱性と電気絶縁性に優れた材質からなる第 1、第 2 の組織内挿入部と、
上記管状体の軸方向に対して垂直な面に張られた第 1 の高周波電極と、
上記管状体の軸方向に張られた第 2 の高周波電極と、
上記高周波電極に電流を供給するケーブル及び高周波電源装置
からなることを特徴とする内視鏡用処置装置。

30

【 0 2 7 1 】

付記 5 - 2 ;付記 5 において、内視鏡視野に入る第 1・第 2 の処置部の少なくとも一部が互いに異なる識別手段が設けられ、且つケーブルの基端側に設けられた第 1・第 2 のコネクタの少なくとも一部分に、それぞれ第 1・第 2 の処置部と同一の識別手段が設けられていることを特徴とする。

40

付記 5 - 2 ;付記 5 - 2 において、上記識別手段が色であることを特徴とする。

【 0 2 7 2 】

付記 6 ;付記 1 ~ 5 において、高周波電極と組織内挿入部の連結点における管状体の接面との角度が 0° ~ 90° となることを特徴とする。

付記 7 ;付記 1 ~ 5 において、高周波電極と組織内挿入部の連結点における管状体の接面との角度が 90° ~ 180° となることを特徴とする。

【 0 2 7 3 】

付記 8 ;付記 1、3、5 において、軸方向に張られた電極の基端側が内視鏡視野から外れる方向に折り曲げられていることを特徴とする。

50

【 0 2 7 4 】

付記 9 ; 付記 1 ~ 8 において、組織内挿入部の厚さ及び幅は、組織内挿入部の先端に近づくにつれ小さくなることを特徴とする。

付記 1 0 ; 付記 5 において、第 1 開口部の開きが、軸方向に 4 mm 以上、円周方向に沿って 4 mm 以上、第 2 開口部の開きが、軸方向に 4 mm 以上、円周方向に 4 mm 以上であることを特徴とする。

付記 1 1 ; 付記 1 ~ 1 0 において、高周波電極は、それぞれ組織内挿入部に設けられた孔に挿通し、組織内挿入部外表面上で折り曲げられ、更に外側から耐熱性と絶縁性に優れた板状の電極固定具を被せて挟むことにより固定されることを特徴とする。

【 0 2 7 5 】

10

付記 1 2 ; 付記 5 ~ 1 1 において、軸方向に対して垂直な面に張られた第 1 の高周波電極と、軸方向に張られた第 2 の高周波電極とは、それぞれの電極同士で干渉せず、さらに内視鏡先端より突出される内視鏡用処置具にも干渉しない位置にあることを特徴とする。

付記 1 3 ; 付記 1 ~ 1 2 において、管状体は透明で耐熱性に優れた材料を用いることを特徴とする。

付記 1 4 ; 付記 1 ~ 1 3 において、電極導入部にのみ非透明で耐熱性の優れた材料を用いることを特徴とする。

【 0 2 7 6 】

付記 1 5 (請求項 3 に対応); 内視鏡と組み合わせて使用され、体腔内組織を処置する際に用いられる内視鏡用処置装置において、

20

内視鏡の先端部近傍に配置される管状体と、

上記管状体の側壁の一部に設けられた開口部と、

上記管状体の一部に突出して設けられた、耐熱性と電気絶縁性に優れた材質からなる先細り形状の組織内挿入部と、

上記組織内挿入部に対し、上記管状体の内側方向に所定の距離を離して配設され、体腔外の操作により上記組織内挿入部に当接するように変形可能な組織切開用の高周波電極と、上記高周波電極に高周波電源装置からの高周波電流を供給するケーブルと

からなることを特徴とする内視鏡用処置装置。

【 0 2 7 7 】

付記 1 6 ; 付記 1 ~ 1 5 において、管状体は、その先端を閉じた形状とすることを特徴とする。

30

付記 1 7 ; 付記 1 ~ 1 6 において、高周波電極が焦げ付き防止の為にコーティングされていることを特徴とする。

付記 1 8 ; 付記 1 ~ 1 7 において、組織内挿入部は、管状体と一体又は別体に軸方向に突出して設けられたことを特徴とする。

【 0 2 7 8 】

付記 1 9 ; 付記 1 ~ 1 8 において、組織内挿入部は、管状体と一体又は別体に円周方向に突出して設けられたことを特徴とする。

付記 2 0 ; 付記 1 , 5 , 1 5 において、開口部は、フードの先端に設けた、切り欠きであることを特徴とする。

40

付記 2 1 ; 付記 1 , 5 , 1 5 において、開口部は、フードの側壁に設けた、側口であることを特徴とする。

【 0 2 7 9 】

付記 2 2 ; 付記 1 5 において、組織内挿入部の切開線の当接部位の両脇に、高周波電極の外れを防止するガイドを設けたことを特徴とする。

【 0 2 8 0 】

付記 2 3 ; 付記 1 5 において、高周波電極は、体腔外の遠隔操作により、体腔内で、フード内壁の粘膜下潜入部の上面に沿って変形することを特徴とする。 付記 2 4 ; 付記 1 5 において、組織内挿入部は、複数の刃を持つ櫛形状であることを特徴とする。

付記 2 5 ; 付記 1 5 において、高周波電極の先端形状がループ状であることを特徴とする

50

。

付記 26 ; 付記 15 において、高周波電極の先端形状が渦巻状であることを特徴とする。

【 0 2 8 1 】

付記 27 ; 付記 15 において、高周波電極の変形手段は、切開線の収納管体からの突没によることを特徴とする。

付記 28 ; 付記 15 において、高周波電極の変形手段は、切開線のねじりによることを特徴とする。

付記 29 ; 付記 15 において、高周波電極の変形手段は、内視鏡に設けられた処置具挿通管路に挿通した、ケーブルの進退または回転によることを特徴とする。

付記 30 ; 付記 15 において、高周波電極の変形手段は、高周波電極に予め付けられた曲
り癖によることを特徴とする。 10

付記 31 ; 付記 16 において、先端形状を砲弾型とすることを特徴とする。

【 0 2 8 2 】

付記 32 ; 内視鏡と組み合わせて使用される内視鏡用処置装置において、

先端部に存在するそれぞれ独立した 2 つ以上の電極と、

上記電極に各々電流を供給するケーブルと、

上記ケーブルと電源装置との間に設けられ、単一の操作部の操作により電源装置に電氣的に接続されるケーブルを切り換えるための切替え装置と、

からなることを特徴とする内視鏡用処置装置。

【 0 2 8 3 】

上記付記 32 に記載された発明は、複数の電極を持ち、内視鏡と組み合わされて使用される高周波処置具に関する。 20

【 0 2 8 4 】

二種類以上の電極をもち、通電する電極を切り替えながら処置を行う装置として、特開平 5 - 3 3 7 1 3 0 号公報に開示されたものがある。特開平 5 - 3 3 7 1 3 0 号に開示された装置は、導電性係蹄ループ(高周波スネアとして知られている。)と高周波止血具を備え、処置具の入れ替えを行うことなく、切開と止血の処置が行えるものである。

【 0 2 8 5 】

しかし、この装置によれば、通電する電極を切り替える際、高周波電源を接続する接続コードをいちいち使用する方の電極の基端部に設けられたコネクタに付け替えなければなら
ず、操作が煩雑だった。 30

【 0 2 8 6 】

一方、接続コードを付け替える必要なく、複数の電極の通電状態を切り替え可能な装置としては、特開平 5 - 3 1 7 3 3 1 号公報に開示されたものがある。特開平 5 - 3 1 7 3 3 1 号に開示された装置は、複数の電極をカテーテル内に配置させ、それぞれの電極の手元側に配置された操作部の操作により電極を突没させるものである。

なお、突出した電極には常に電流が流れる構造になっているため、通電したい電極だけを選択的に使用できる。

【 0 2 8 7 】

しかし、この装置によれば、通電する電極を切り替える際、複数の操作部を操作する必要
があり、操作がやや煩雑であった。 40

【 0 2 8 8 】

上記付記 32 に記載された発明は、電源コードを付け替えることなく、且つ一つの操作部の操作により容易に通電する電極の選択を行える装置を提供することを目的としている。

【 0 2 8 9 】

付記 32 に記載された発明においては、通電する電極の切り替えは、一回のスイッチの操作だけで簡単に行なうことができる。

よって、電源コードを付け替えることなく、しかも一回の操作で容易に通電する電極の切り替えを行なうことができる。

【 0 2 9 0 】

付記 3 3 ; 基端に処置具挿入口を備えた処置具挿通路を有する内視鏡と組み合わされて使用される、内視鏡用処置装置において、
処置具挿通路を挿通可能で、内視鏡先端より突出して使用される高周波処置部と、
上記処置具挿通路内に挿通され、上記高周波処置部に電流を供給するケーブルと、
高周波電極装置と接続可能にする、ケーブル基端に設けられた高周波電源接続コネクタと、
上記処置具挿入口と上記高周波電源接続コネクタとの間の上記ケーブルを覆う保護シースと
からなることを特徴とする内視鏡用処置装置。

【 0 2 9 1 】

10

付記 3 4 (請求項 6 に対応); 基端に処置具挿入口を備えた処置具挿通路を有する内視鏡と組み合わされて使用される内視鏡用処置装置において、
上記内視鏡の先端に着脱自在に配設され、かつ上記処置具挿通路に挿通不可能な形状を有する高周波処置部と、
上記高周波処置部に電流を供給する上記処置具挿通路に挿通可能なケーブルと、
内視鏡の処置具挿入口に固定され、上記ケーブルが挿通可能な内部管路を持ち、高周波電源に接続するまでの間で上記ケーブルを保護する手元部材と、
上記手元部材に設けられ、上記ケーブルを着脱自在に固定可能な高周波電源接続コネクタと
からなることを特徴とする内視鏡用処置装置。

20

【 0 2 9 2 】

上記付記 3 3 , 3 4 に記載された発明は、内視鏡と組み合わされて使用される高周波処置具に関する。

【 0 2 9 3 】

内視鏡の先端部に固定される電極を用いて治療を行う装置として、特開平 1 0 - 3 2 8 2 0 2 号公報に開示されたものがある。

【 0 2 9 4 】

特開平 1 0 - 3 2 8 2 0 2 号にて開示された装置は、内視鏡の先端部に着脱自在に取り付けられるフードに電極を設け、その電極に電流を供給する電線は内視鏡の処置具挿通路に挿脱自在に挿通されており、基端部で高周波電源に接続されている。

30

【 0 2 9 5 】

しかし、この装置によれば、処置具挿通路に挿通された電線が、内視鏡の処置具挿入口から高周波電源に接続するまでの間で座屈する虞があった。

【 0 2 9 6 】

上記付記 3 3 , 3 4 に記載された発明は、内視鏡の処置具挿入口から高周波電源に接続するまでの電線のキンクを防止する装置を提供することを目的としている。

【 0 2 9 7 】

すなわち、付記 3 3 , 3 4 に記載された発明においては、先端部が内視鏡の処置具挿通路を通らない高周波処置具において、内視鏡の処置具挿入口から高周波電源に接続するまでの電線のキンクを防止する装置を提供する。

40

【 0 2 9 8 】

付記 3 5 ; 付記 3 4 において、手元部材の内部管路が途中で第 1 内部管路と第 2 内部管路に分岐しており、どちらか一方の内部管路の基端に高周波電源接続コネクタが設けられていることを特徴とする。

付記 3 6 ; 付記 3 4 ~ 3 5 において、手元部材に内部管路の気密を保持する気密手段を設けたことを特徴とする。

付記 3 7 ; 付記 3 4 ~ 3 6 において、手元部材が処置具挿入口から突出したケーブルの長さに合わせて伸縮可能な伸縮部を有していることを特徴とする。

【 0 2 9 9 】

付記 3 8 ; 付記 3 5 ~ 3 7 において、手元部材と内視鏡の処置具挿通口との固定手段を手

50

元部材の先端に設けたことを特徴とする。

付記 39 ; 付記 37 において、伸縮部は 2 重に被せられたシースであることを特徴とする。

付記 40 ; 付記 37 において、伸縮部は蛇腹管であることを特徴とする。

【 0 3 0 0 】

付記 41 ; 上記付記 32 において、上記操作部は、位置若しくは姿勢を変化させることで切替え動作を行うことを特徴とする。

【 0 3 0 1 】

付記 42 ; 上記付記 32 において、上記切替え装置の基端側には電源装置と着脱自在な電源接続コネクタが設けられていることを特徴とする。

10

【 0 3 0 2 】

付記 43 ; 上記付記 32 において、保護シースが処置具挿入口から突出するケーブルの長さに合わせて伸縮可能な伸縮部を有していることを特徴とする。

【 0 3 0 3 】

付記 44 ; 上記付記 43 において、伸縮部は 2 重に被せられたシースであることを特徴とする。

【 0 3 0 4 】

付記 45 ; 上記付記 43 において、伸縮部は蛇腹管であることを特徴とする。

【 0 3 0 5 】

< 第 2 群 >

20

付記 1 ; 内視鏡と組み合わせて使用され、体腔内組織を切開する際に用いられる内視鏡処置具において、

内視鏡の先端部近傍に配置される管状体と、

上記管状体の側表面に設けられた開口部と、

上記開口部から突出した先細り形状の少なくとも一部が耐高周波性と電気絶縁性に優れた材質からなる組織内挿入部と、

上記管状体の軸方向に張られた高周波電極と、

上記高周波電極に電流を供給するケーブル及び高周波電源装置

からなることを特徴とする内視鏡用処置装置。

【 0 3 0 6 】

30

付記 2 ; 付記 1 において、開口部の大きさは軸方向に 3 ~ 10 mm、円周方向に 1 ~ 10 mm であることを特徴とする。

付記 3 ; 付記 1 ~ 2 において、組織内挿入部は管状体と別体であることを特徴とする。

付記 4 ; 付記 1 ~ 3 において、組織内挿入部は管状体の外面よりも外側に突出していることを特徴とする。

【 0 3 0 7 】

付記 5 ; 付記 4 において、組織内挿入部の外側への突出量が 0 . 1 mm ~ 10 mm であることを特徴とする。

付記 6 ; 付記 1 ~ 5 において、管状体を内視鏡の先端部近傍に配置した際、管状体が内視鏡の断面に対して偏芯していることを特徴とする。

40

付記 7 ; 付記 1 ~ 5 において、組織内挿入部が管状体の外面に対して突没可能であることを特徴とする。

付記 8 ; 付記 7 において、組織内挿入部の突没手段は管状体の弾性によることを特徴とする。

【 0 3 0 8 】

付記 9 ; 付記 7 において、組織内挿入部の突没手段は組織内挿入部の弾性によることを特徴とする。

付記 10 ; 付記 7 において、組織内挿入部の突没手段はバネによることを特徴とする。

付記 11 ; 付記 8 において、管状体は透明で弾性に優れた素材であり、組織内挿入部は耐熱性に優れた素材であることを特徴とする。

50

付記 12 ; 付記 9 において、管状体は透明な素材であり、組織内挿入部は弾性及び耐熱性に優れた素材であることを特徴とする。

【 0 3 0 9 】

付記 13 ; 付記 1、2 において、管状体の先端の少なくとも一部分が、先端に向かって細くなるように傾いていることを特徴とする。

付記 14 ; 付記 1、2 において、組織内挿入部が先端側に向かって突出していることを特徴とする。

付記 15 ; 付記 1 ~ 3 において、組織内挿入部は電極の先端に設けられた耐熱性に優れた球形のチップであることを特徴とする。

付記 16 ; 付記 1 ~ 3 において、組織内挿入部はその先端部で二股に分かれていることを特徴とする。 10

【 0 3 1 0 】

【 発明の効果 】

以上説明したように本発明によれば、広範囲の粘膜内病変部を、病変部を取り残すことなく、確実に切除可能な内視鏡用処置装置を提供することができる。また、粘膜下層以深を処置することなく、確実に粘膜のみを処置可能な内視鏡用処置装置を提供できる。さらに、広範囲の粘膜内病変部を、容易かつ短時間で処置可能な内視鏡用処置装置を提供できる。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施形態に係る内視鏡用切開装置を示し、(a) はその全体の側面図、(b) はその先端部分の正面図。 20

【 図 2 】 本発明の第 1 の実施形態に係る内視鏡用切開装置のフード付近の縦断面図。

【 図 3 】 図 2 中 A - A 線に沿う横断面図。

【 図 4 】 上記内視鏡用高周波切開装置を取り付けた内視鏡の挿入部及び内視鏡の挿入部を体内に誘導するオーバーチューブの使用状態の斜視図。

【 図 5 】 上記内視鏡用高周波切開装置のオーバーチューブに設けられた空気漏れ防止用の弁の正面図。

【 図 6 】 上記内視鏡用高周波切開装置の使用状態を示す斜視図。

【 図 7 】 上記内視鏡用高周波切開装置の使用状態を示す説明図。

【 図 8 】 粘膜に小切開を形成するために用いる針状の高周波切開装置を内視鏡に挿入した使用状態の斜視図。 30

【 図 9 】 上記内視鏡用高周波切開装置の使用状態を示す説明図。

【 図 10 】 上記内視鏡用高周波切開装置の使用状態を示す説明図。

【 図 11 】 本発明の第 2 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置のフード部の横断面図。

【 図 12 】 上記内視鏡用高周波切開装置の使用状態を示すフード部の横断面図。

【 図 13 】 本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置のフード部の縦断面図。

【 図 14 】 上記内視鏡用高周波切開装置のフード部の横断面図。

【 図 15 】 上記内視鏡用高周波切開装置の使用状態を示す説明図。 40

【 図 16 】 上記内視鏡用高周波切開装置の使用状態を示すフード部の横断面図。

【 図 17 】 本発明の第 4 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置のフード部の正面図。

【 図 18 】 上記内視鏡用高周波切開装置の平面図。

【 図 19 】 上記内視鏡用切開装置を示し、(a) はその全体の側面図、(b) はその先端部分の正面図。

【 図 20 】 本発明の第 5 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置のコネクタの縦断面図。

【 図 21 】 上記内視鏡用高周波切開装置のコネクタの縦断面図。

【 図 22 】 上記内視鏡用高周波切開装置のコネクタの縦断面図。

【 図 23 】 本発明の第 6 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置のフード部の正面図。 50

- 【図 2 4】上記内視鏡用高周波切開装置の端子の縦断面図。
- 【図 2 5】上記内視鏡用高周波切開装置の使用状態を示す斜視図。
- 【図 2 6】上記内視鏡用高周波切開装置の鉗子口接続装置の縦断面図。
- 【図 2 7】図 2 6 中 B - B 線に沿う断面図。
- 【図 2 8】上記内視鏡用高周波切開装置のコネクタ部分の縦断面図。
- 【図 2 9】図 2 8 中 C 部を拡大して示す縦断面図。
- 【図 3 0】図 2 8 中 D 部を拡大して示す縦断面図。
- 【図 3 1】本発明の第 7 の実施形態に係る内視鏡用切開装置のフード部付近の斜視図。
- 【図 3 2】上記内視鏡用切開装置の使用状態を映している内視鏡画像の図。
- 【図 3 3】本発明の第 8 の実施形態に係る内視鏡用切開装置のフードの横断面図。 10
- 【図 3 4】本発明の第 9 の実施形態に係る内視鏡用切開装置の使用状態を示す縦断面図。
- 【図 3 5】上記内視鏡用切開装置の使用状態を示す縦断面図。
- 【図 3 6】本発明の第 1 0 の実施形態に係る内視鏡用切開装置のフード部分を示す斜視図。
- 【図 3 7】本発明の第 1 1 の実施形態に係る内視鏡用切開装置のフード部分を示す斜視図。
- 【図 3 8】本発明の第 1 1 の実施形態に係る内視鏡用切開装置のフード部分を示す斜視図。
- 【図 3 9】上記内視鏡用切開装置に使用する高周波ナイフの縦断面図。 20
- 【図 4 0】レーザープローブの使用状態を示す斜視図。
- 【図 4 1】他のレーザープローブの側面図。
- 【図 4 2】さらに他のレーザープローブの側面図。
- 【図 4 3】本発明の第 1 3 の実施形態に係る内視鏡用切開装置を示し、(a) はその全体の側面図、(b) はその先端部分の正面図。
- 【図 4 4】上記内視鏡用高周波切開装置を取り付けた内視鏡の挿入部及び内視鏡の挿入部を体内に誘導するオーバーチューブの使用状態の斜視図。
- 【図 4 5】本発明の第 1 3 の実施形態に係る内視鏡用切開装置のフード付近の縦断面図。
- 【図 4 6】本発明の第 1 3 の実施形態に係る内視鏡用切開装置のフード付近の上から見る縦断面図。
- 【図 4 7】本発明の第 1 3 の実施形態に係る内視鏡用切開装置のフードの横断面図。 30
- 【図 4 8】本発明の第 1 3 の実施形態に係る内視鏡用切開装置に使用するオーバーチューブの斜視図。
- 【図 4 9】本発明の第 1 3 の実施形態に係る内視鏡用切開装置の使用状態での縦断面図。
- 【図 5 0】本発明の第 1 3 の実施形態に係る内視鏡用切開装置の使用状態の説明図。
- 【図 5 1】本発明の第 1 3 の実施形態に係る内視鏡用切開装置の使用状態の説明図。
- 【図 5 2】本発明の第 1 3 の実施形態に係る内視鏡用切開装置の説明図。
- 【図 5 3】本発明の第 1 4 の実施形態に係る内視鏡用切開装置の使用状態での正面図。
- 【図 5 4】本発明の第 1 4 の実施形態に係る内視鏡用切開装置の使用状態での縦断面図。
- 【図 5 5】本発明の第 1 5 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置のフードの縦断面図。 40
- 【図 5 6】本発明の第 1 5 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置の組織内挿入部の平面図。
- 【図 5 7】上記組織内挿入部の縦断面図。
- 【図 5 8】本発明の第 1 5 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置のフードの上から見た縦断面図。
- 【図 5 9】本発明の第 1 5 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置のフードの縦断面図。
- 【図 6 0】本発明の第 1 5 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置のフードの上から見た縦断面図。
- 【図 6 1】本発明の第 1 5 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置をオーバーチューブ 50

に収納した状態での縦断面図。

【図 6 2】本発明の第 1 5 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置の体腔内挿入状態での縦断面図。

【図 6 3】本発明の第 1 5 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置の変形した組織内挿入部の縦断面図。

【図 6 4】本発明の第 1 5 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置の別変形の組織内挿入部の縦断面図。

【図 6 5】本発明の第 1 6 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置の体腔内挿入状態での縦断面図。

【図 6 6】本発明の第 1 6 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置の使用状態での縦断面図。 10

【図 6 7】本発明の第 1 6 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置の変形例の縦断面図。

【図 6 8】本発明の第 1 7 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置のフードの下面図。

【図 6 9】本発明の第 1 7 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置の縦断面図。

【図 7 0】本発明の第 1 7 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置の使用状態の縦断面図。

【図 7 1】本発明の第 1 8 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置のフード部分の縦断面図。

【図 7 2】本発明の第 1 9 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置のフード部分の下面図。 20

【図 7 3】従来の内視鏡用切開装置の斜視図。

【図 7 4】従来の内視鏡用切開装置の斜視図。

【符号の説明】

1 ... 内視鏡用切開装置

2 ... フード

5 ... 筒状本体部

6 ... 取付部

7 ... 切欠き部

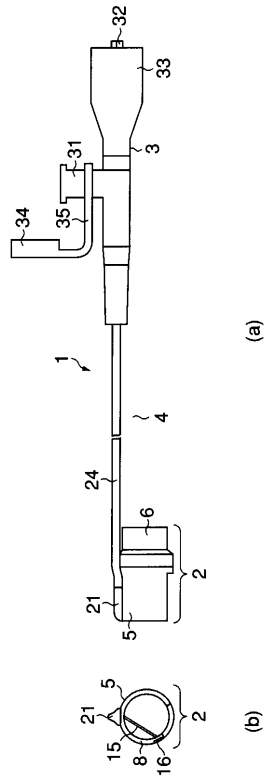
8 ... 組織内挿入部

1 0 ... 内視鏡、

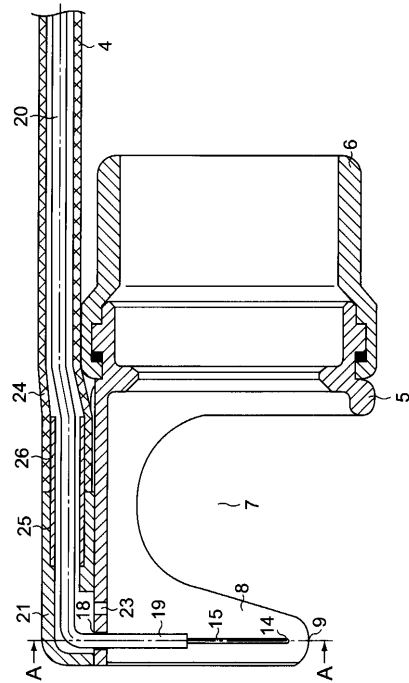
1 1 ... 挿入部

1 5 ... 切開線

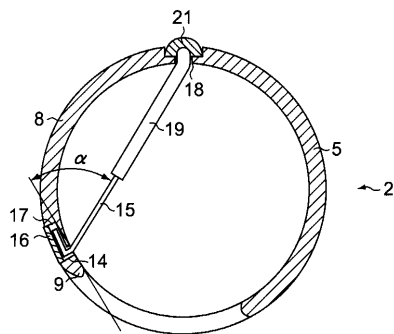
【図 1】



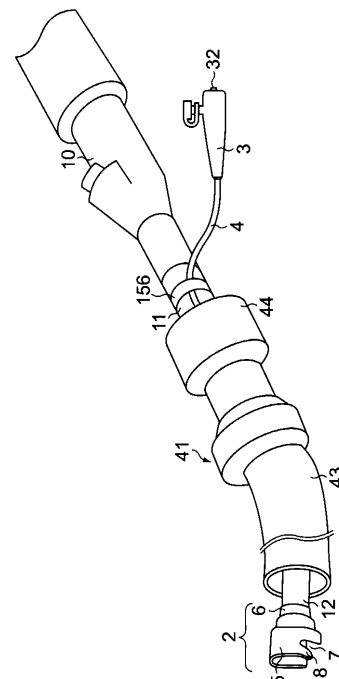
【図 2】



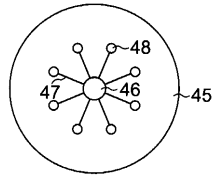
【図 3】



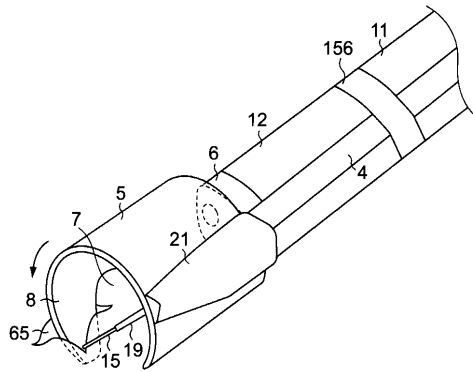
【図 4】



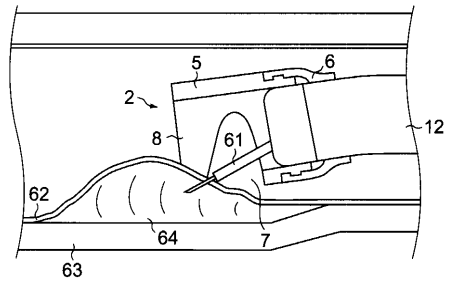
【図 5】



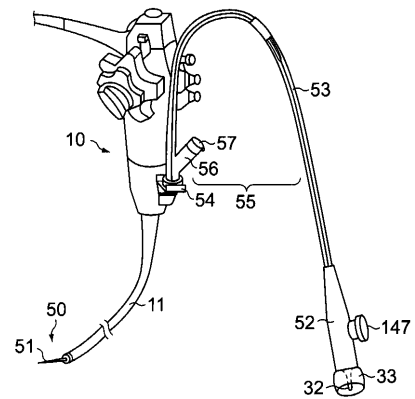
【図 6】



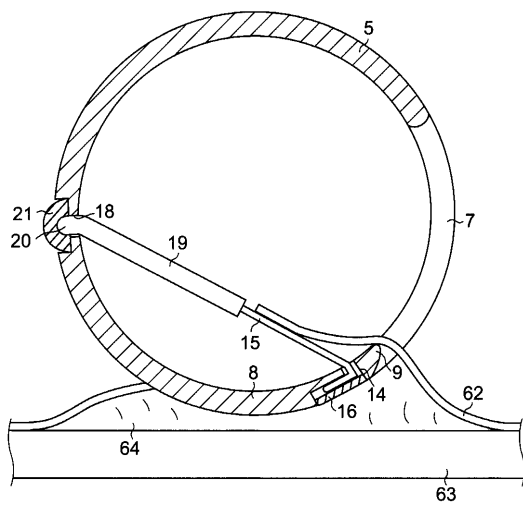
【図 7】



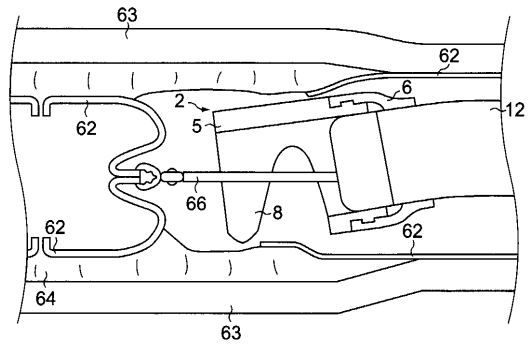
【図 8】



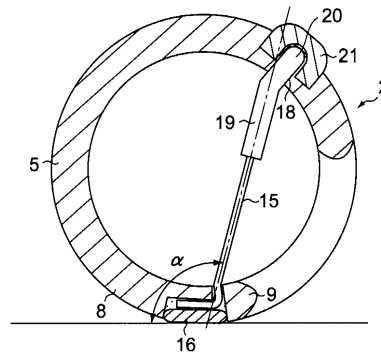
【図 9】



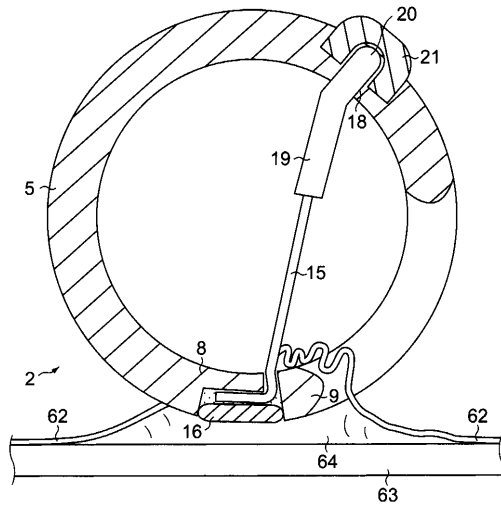
【図 10】



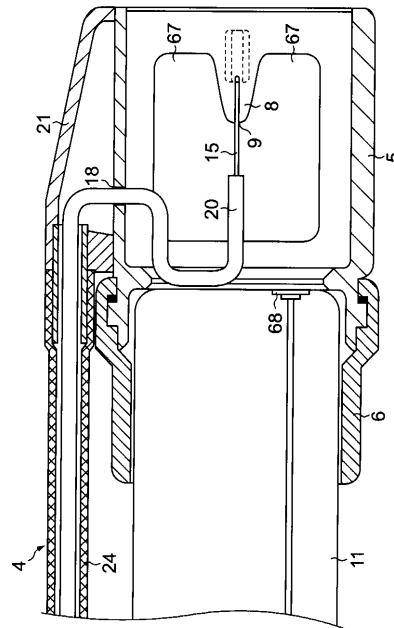
【図 11】



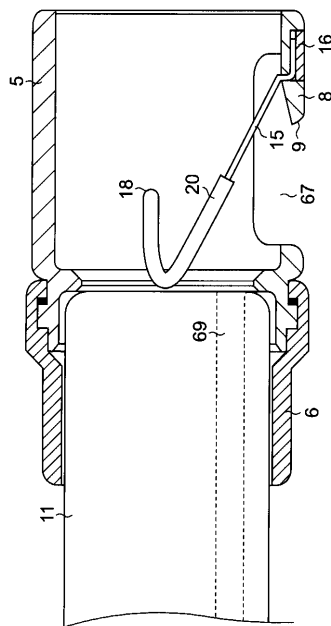
【図 1 2】



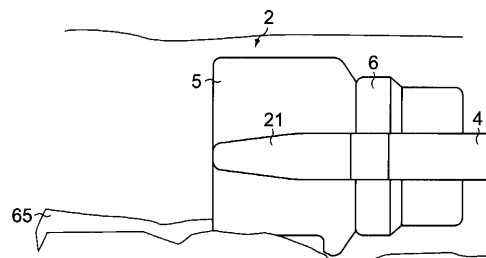
【図 1 3】



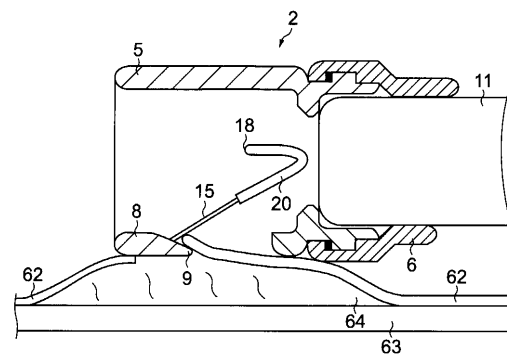
【図 1 4】



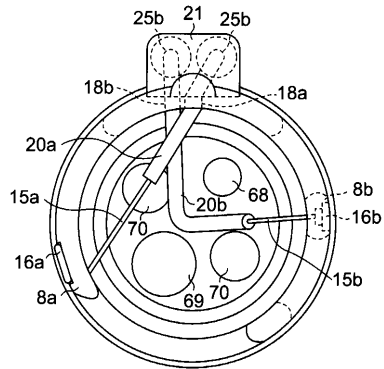
【図 1 5】



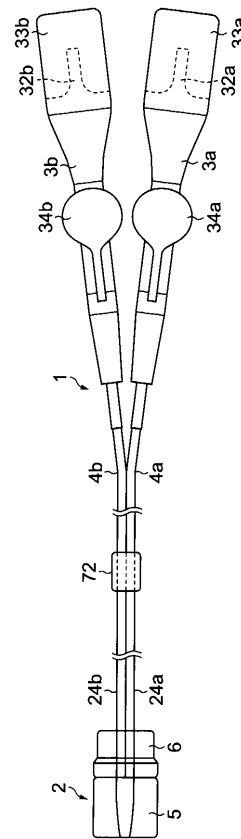
【図 1 6】



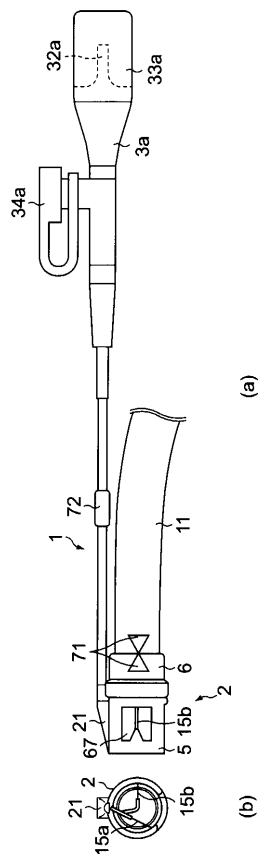
【図 17】



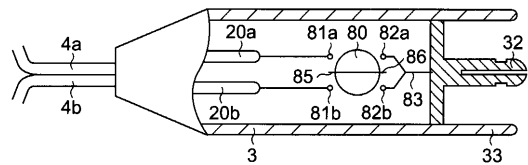
【図 18】



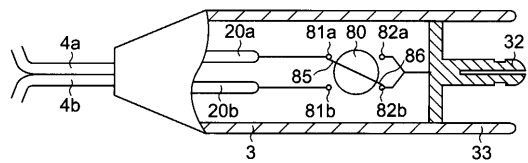
【図 19】



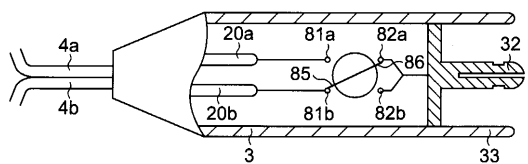
【図 20】



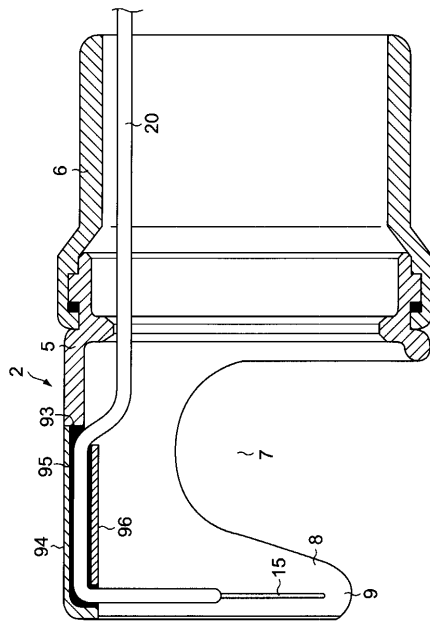
【図 21】



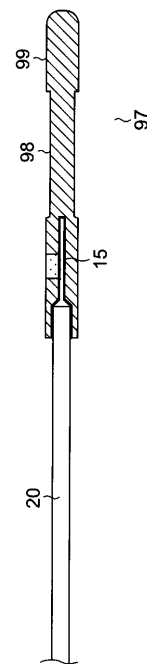
【図 22】



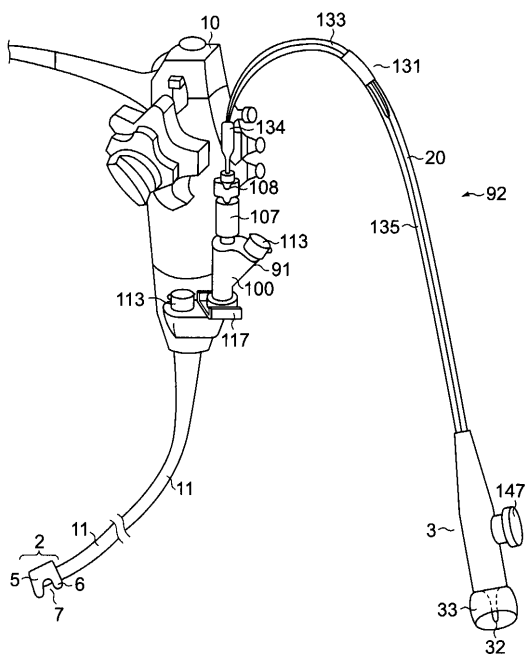
【図 2 3】



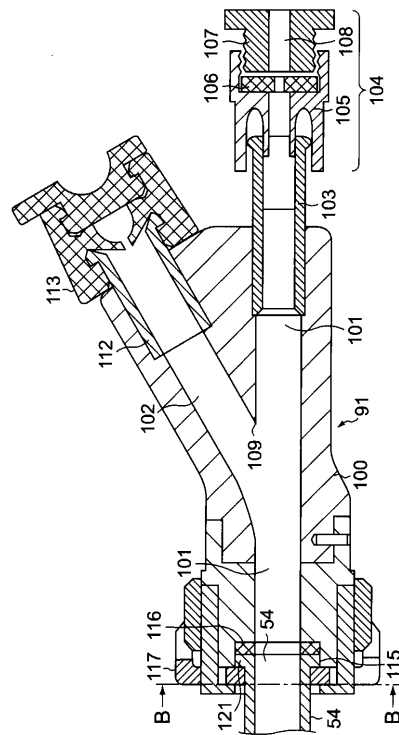
【図 2 4】



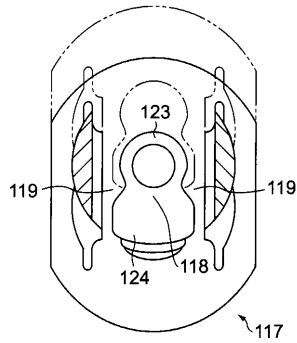
【図 2 5】



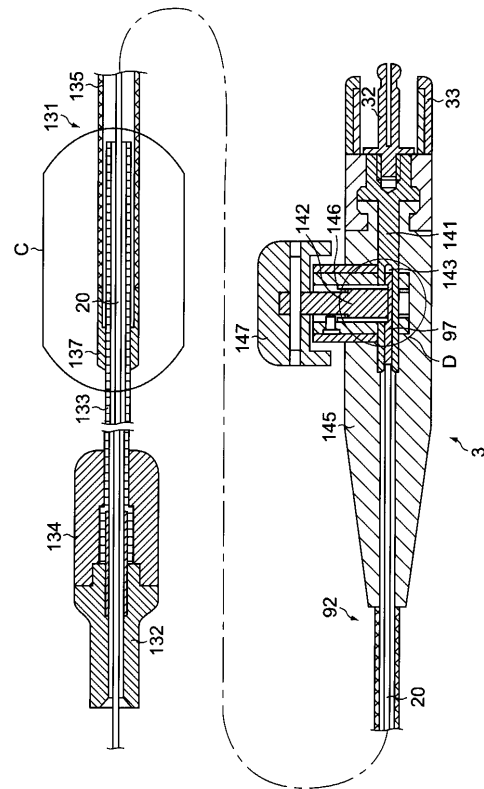
【図 2 6】



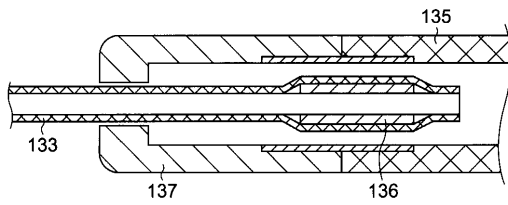
【図 27】



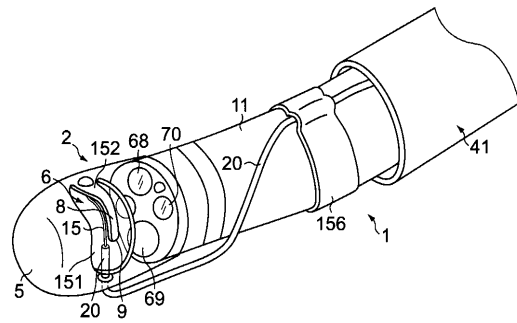
【図 28】



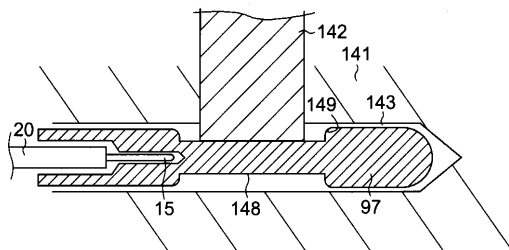
【図 29】



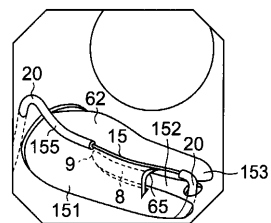
【図 31】



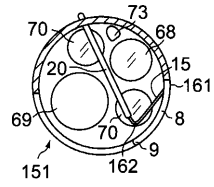
【図 30】



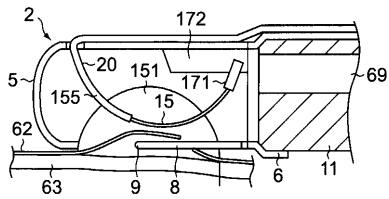
【図 32】



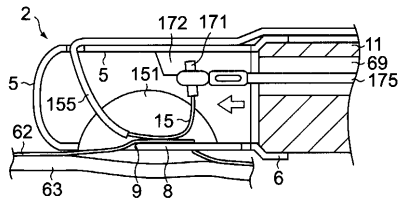
【図 3 3】



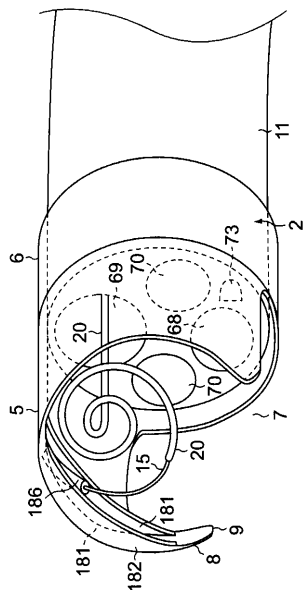
【図 3 4】



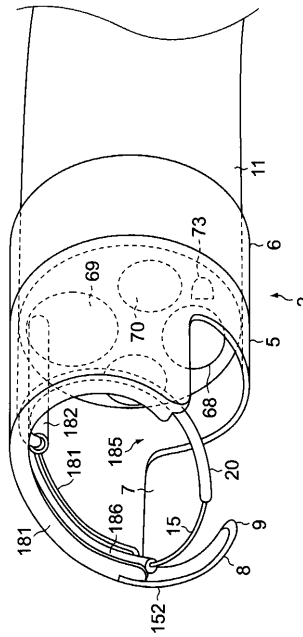
【図 3 5】



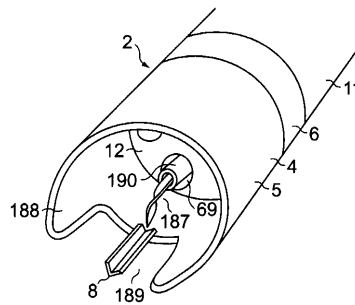
【図 3 7】



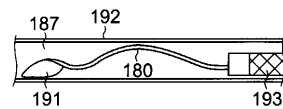
【図 3 6】



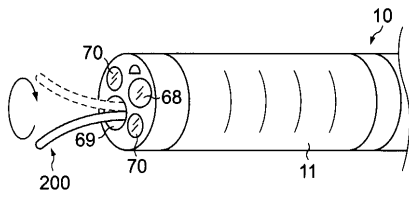
【図 3 8】



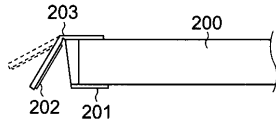
【図 3 9】



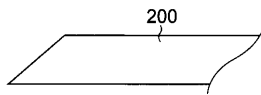
【図 4 0】



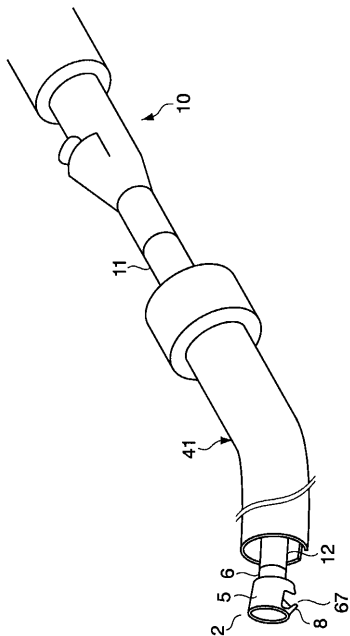
【図 4 1】



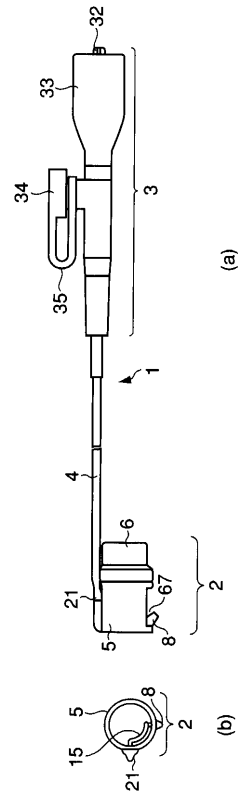
【図 4 2】



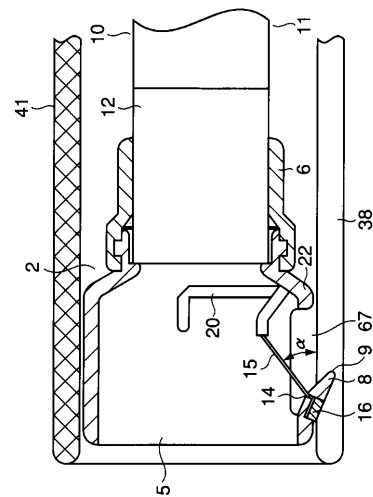
【図 4 4】



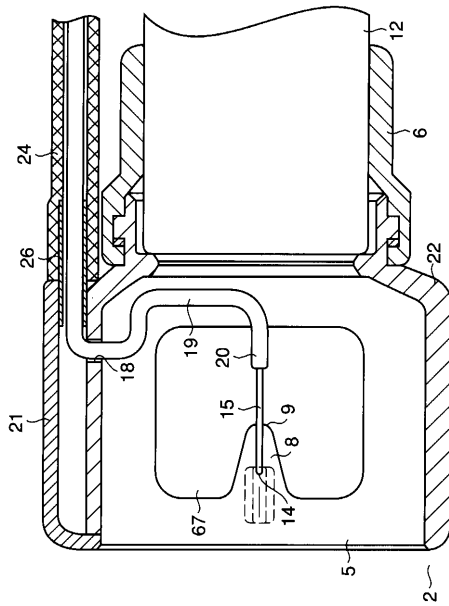
【図 4 3】



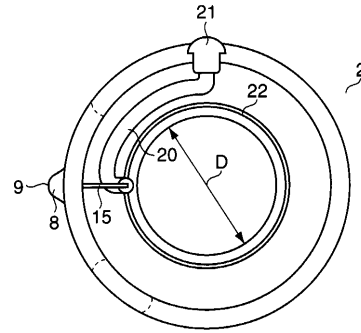
【図 4 5】



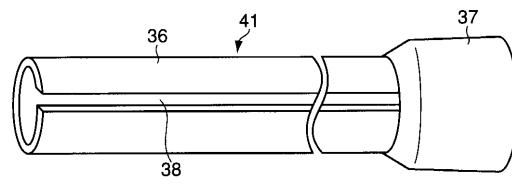
【図 4 6】



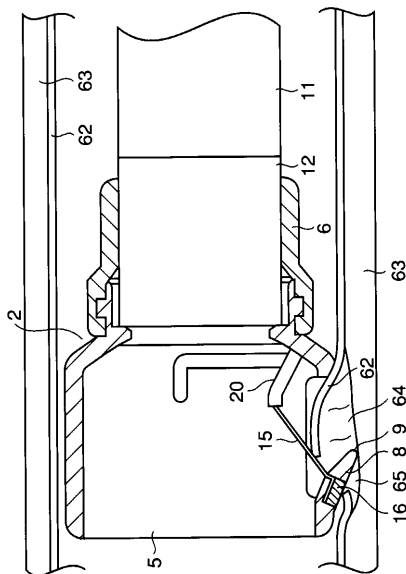
【図 4 7】



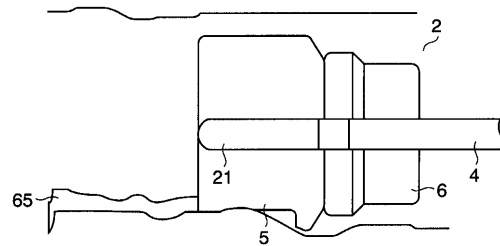
【図 4 8】



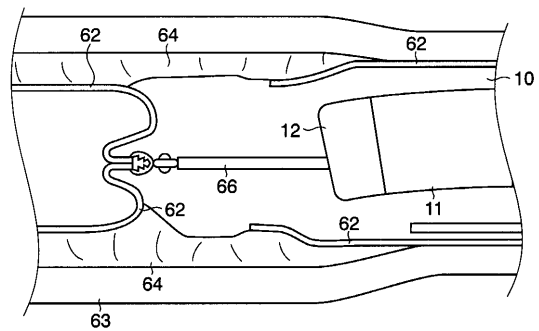
【図 4 9】



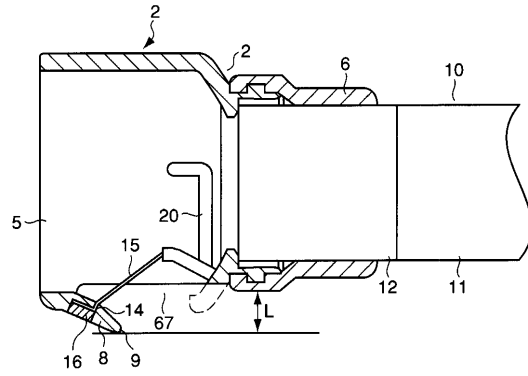
【図 5 0】



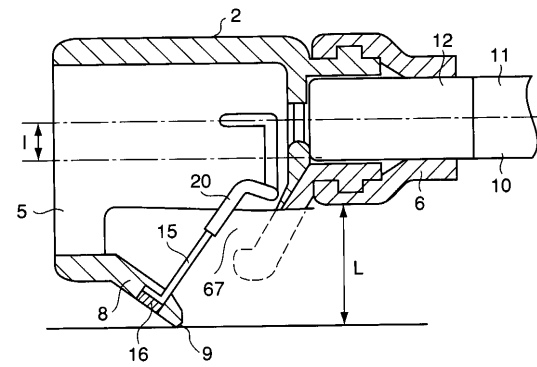
【図 5 1】



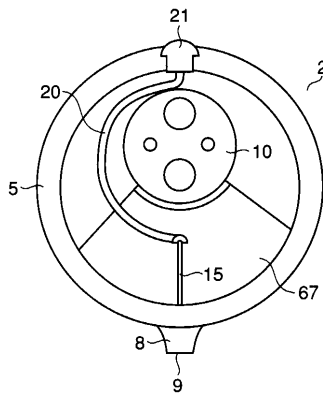
【図 5 2】



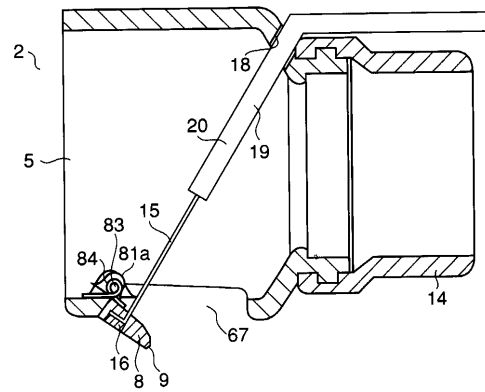
【図 5 4】



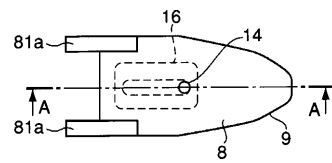
【図 5 3】



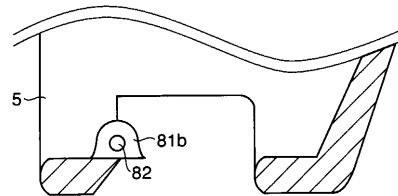
【図 5 5】



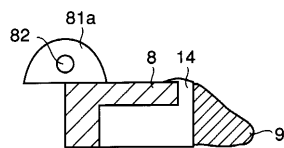
【図 5 6】



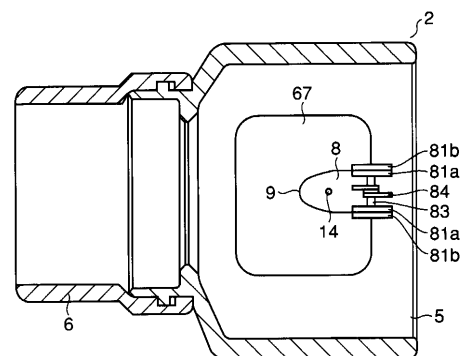
【図 5 9】



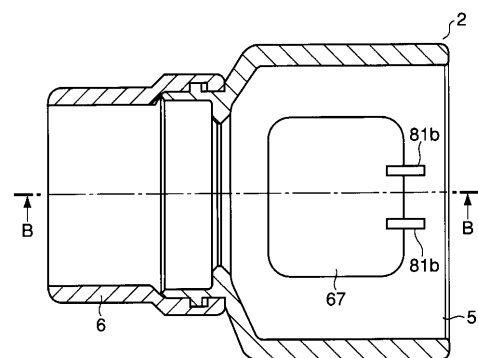
【図 5 7】



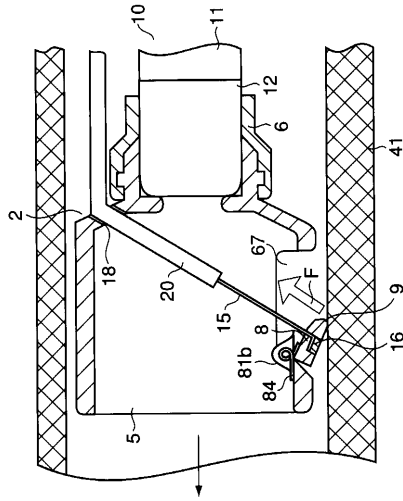
【図 6 0】



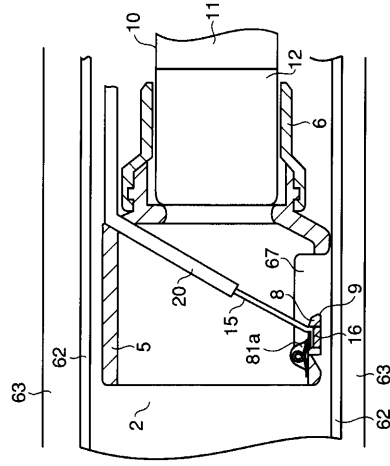
【図 5 8】



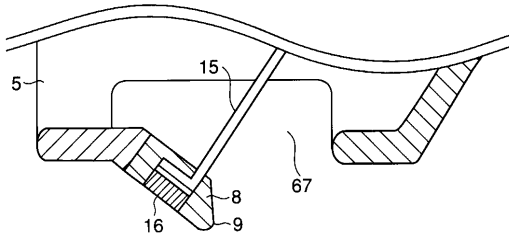
【図 6 1】



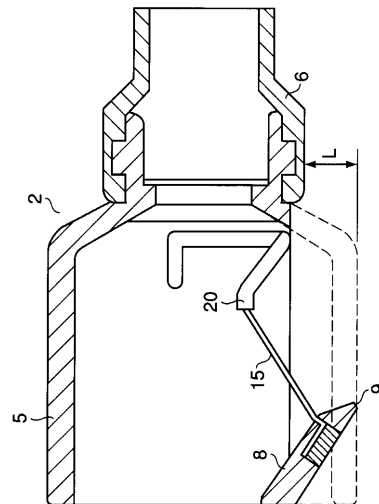
【図 6 2】



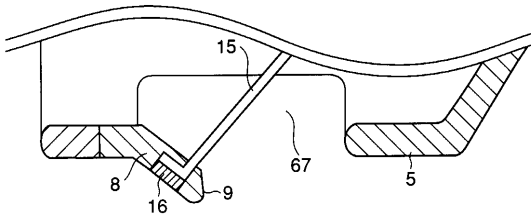
【図 6 3】



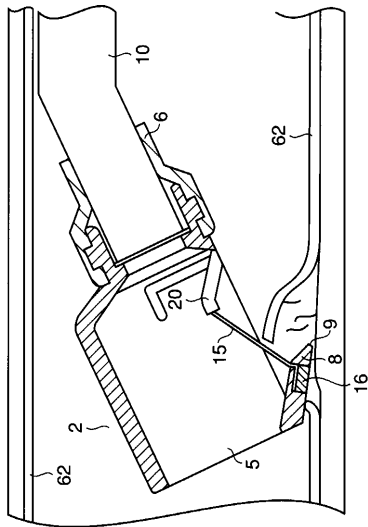
【図 6 5】



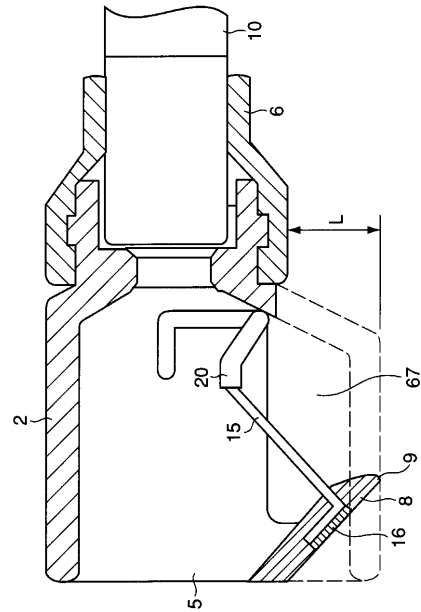
【図 6 4】



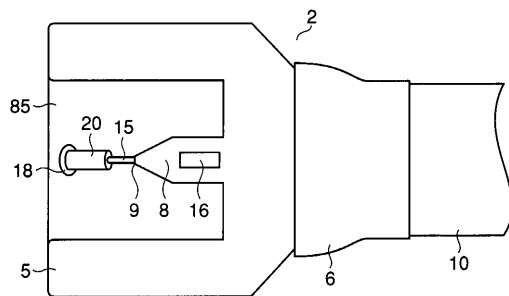
【図 66】



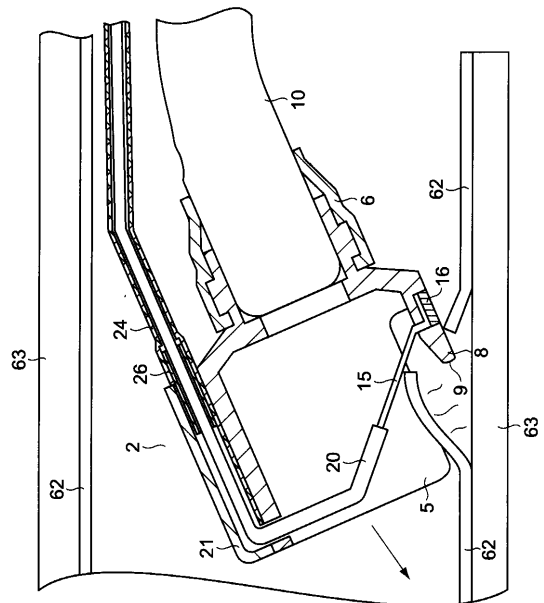
【図 67】



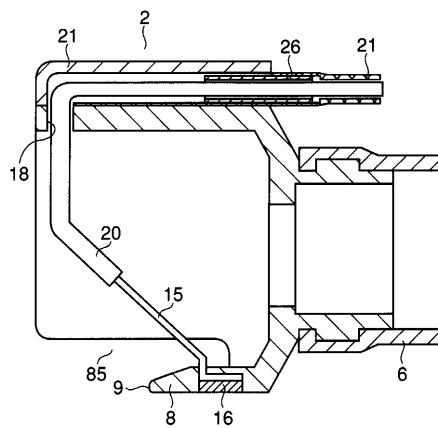
【図 68】



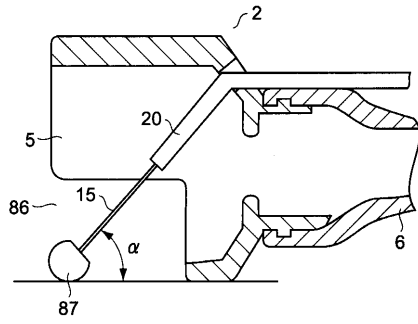
【図 70】



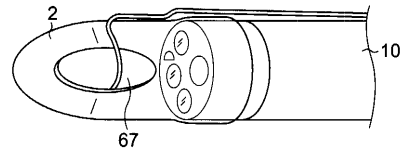
【図 69】



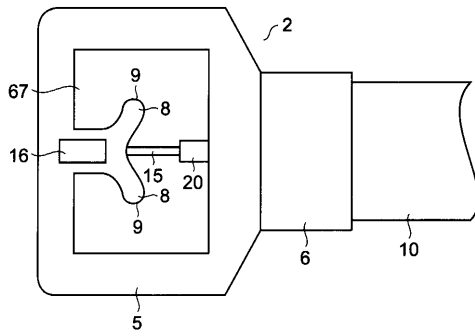
【図 7 1】



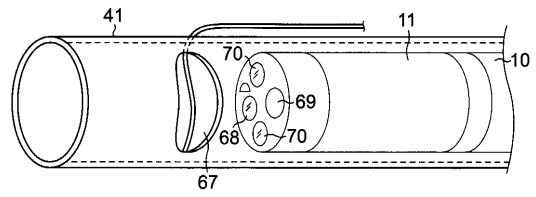
【図 7 3】



【図 7 2】



【図 7 4】



フロントページの続き

- (72)発明者 荒井 敬一
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 鈴木 啓太
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 渡辺 浩良
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 杉 芳彦
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 川島 晃一
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 石川 正宏
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

審査官 鈴木 敏史

- (56)参考文献 特開2000-254146(JP,A)
特開2001-79017(JP,A)
特開2000-166936(JP,A)
特開平1-121036(JP,A)
特開平10-328202(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.⁷, DB名)

A61B 18/12
A61B 17/32 330
A61B 18/14

专利名称(译)	内窥镜治疗装置		
公开(公告)号	JP3722729B2	公开(公告)日	2005-11-30
申请号	JP2001264327	申请日	2001-08-31
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工業株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	荒井敬一 鈴木啓太 渡辺浩良 杉芳彦 川島晃一 石川正宏		
发明人	荒井 敬一 鈴木 啓太 渡辺 浩良 杉 芳彦 川島 晃一 石川 正宏		
IPC分类号	A61B17/32 A61B1/00 A61B17/34 A61B18/00 A61B18/12 A61B18/14		
CPC分类号	A61B1/00089 A61B1/00091 A61B17/3478 A61B18/1482 A61B18/1492 A61B2017/00269 A61B2017/00296 A61B2018/00601 A61B2018/00982 A61B2018/1407 A61B2218/002		
FI分类号	A61B17/39.311 A61B17/32.330 A61B17/39.315 A61B1/00.334.D A61B1/00.622 A61B1/018.515 A61B17/39.310 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/FF01 4C060/FF19 4C060/KK03 4C060/KK09 4C060/KK14 4C060/KK17 4C060/MM26 4C061/GG15 4C160/GG24 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK12 4C160/KK36 4C160/MM43 4C160/NN09 4C160/NN22 4C161/GG15		
代理人(译)	坪井淳 河野 哲		
审查员(译)	鈴木敏文		
优先权	2001168775 2001-06-04 JP		
其他公开文献	JP2003052713A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜提供切口装置，该切口装置能够确定地切除多种粘膜内病变，而不会使病变保持不被切除。解决方案：用于内窥镜的切口装置1具有布置在内窥镜10的远端附近的圆柱形主体部分5，并且圆柱形主体部分5的侧壁部分地设置有切口部分7。提供圆柱形主体部分5具有突出到切口部分7中的间隙插入部分8，并且设置有线性切口线15，该线性切口线15在间隙插入部分8的内表面和圆柱形主体部分5的内表面上通过任意一个点。

